



Universidad  
Carlos III de Madrid

# PROGRAMACIÓN DE UN SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE DATOS PARA DETECTORES DE RADIACIÓN

Autor: Miguel González Montero

Director: Juan José Vaquero López

Codirector: Rigoberto Chil

Leganés, Febrero 2015

---

## Índice general

---

Motivación y objetivos.	4
1.1 Motivación	5
1.2 Objetivos	5
1.3 Planificación	5
1.4 Marco Regulador	7
Estado del arte	8
2.1 Introducción a la Medicina Nuclear	9
Unidades y definiciones básicas	9
2.2 Introducción a la técnica PET	11
Isótopos emisores de positrones	12
2.3 Introducción a la técnica SPECT	14
Isótopos emisores de fotones	14
2.4 Detección de radiofármacos en el organismo	16
2.4.1 Generalidades	16
2.4.2 Bloques detectores	16
2.5 Referencias	23
Descripción del sistema	24
3.1 Estructura del sistema	25
3.2 Electrónica e interfaz de adquisición de datos	26
3.2.2.1 Tarjeta <i>Trigger</i>	27
3.2.2.2 Tarjeta ADC/TDC	29
3.2.2.3 Comunicación UDP y estructura de datos	30
3.3 Elemento detector	32
Componentes del sistema detector	32
3.3.1 Tubo fotomultiplicador	32
3.3.2 Electrónica de posicionamiento	35
Desarrollo de software para la adquisición de datos.	36
4.1 Obtener datos desde dispositivo	37
4.2 Guardar datos	37
4.3 Obtener datos desde archivo	37
4.4 Get Thresholds	37
4.5 Offsets	38
4.6 Recuperar captura	38

4.7 Representación Gráfica	39
4.8 Archivos.	40
4.9 Librerías utilizadas.	41
4.10 Flujograma.	41
4.10 Flujograma completo.	42
4.11 Referencias.	43
Resultados	44
5.1 Análisis con Matlab de los datos obtenidos	45
5.1.1 Detector 1	46
5.1.2 Detector 2	48
Conclusiones y trabajos futuros	50
Presupuesto	51
Referencias	52
Puesta en marcha del sistema por primera vez.	53

# Capítulo 1

Motivación y objetivos.

## 1.1 Motivación

Dada la necesidad de avanzar en el desarrollo de detectores de radiación gamma se decide desarrollar un software para facilitar el prototipado de estos detectores. Es específico para el sistema de adquisición de datos que se presentará en los capítulos siguientes.

Se ha escogido el entorno de programación Qt debido al soporte multiplataforma que ofrece y la posibilidad de implementar una interfaz gráfica. Esta compatibilidad permitirá al programa ser ejecutado tanto en Windows como en sistemas UNIX. Este sistema será utilizado, principalmente, con sistemas UNIX, pero de esta forma se permite que en un futuro estudiantes utilizando otro S.O puedan emplearlo en futuros proyectos.

Como se verá a lo largo del capítulo 4 la aplicación nos permitirá realizar y visualizar una adquisición de datos, en tiempo real, así como realizar una representación gráfica a partir de una adquisición previamente guardada.

Para la visualización de resultados se ha utilizado QCustomPlot. Se trata de unas librerías compatibles con Qt con licencia GPL.

## 1.2 Objetivos

El objetivo principal es desarrollar una interfaz visual que permita configurar y obtener datos, representándolos gráficamente, en tiempo real.

La representación gráfica constará de un total de 6 gráficos. Uno de ellos correspondiente a la imagen de llenado de campo del detector y los 5 restantes se corresponderán con los espectros de energía de cada una de las 4 señales (de energía) recibidas y la energía total.

Adicionalmente el programa deberá ser capaz de realizar las mismas representaciones gráficas desde archivos guardados con anterioridad.

## 1.3 Planificación

Antes de comenzar el trabajo, se realizó una planificación del mismo. Dado que un trabajo de fin de grado, con 12 créditos ECTS, debe comprender un mínimo de 300 horas de trabajo, se usó esta cifra como base de dicha planificación.

Se decidió dividir esas 300 horas en 4 meses, en bloques de 75 horas por mes. El proyecto se inició en Noviembre.

La primera parte se centra en la comprensión del sistema que vamos a utilizar y las bases de su funcionamiento.

La segunda parte está enfocada al desarrollo de la aplicación sin interfaz gráfica. Esta es una tarea crítica ya que con ella seremos capaces de comunicarnos con el sistema de adquisición y ver que funciona correctamente. También será la base para el programa final.

Una vez comprobada la comunicación con el sistema de adquisición y se reciben datos se procederá a desarrollar la interfaz visual e implementar en esta el programa definido en la etapa anterior. Esta parte requerirá de un aprendizaje previo del entorno Qt

En la cuarta parte nos centraremos en la representación gráfica de los datos. Siendo necesario el estudio de la librería QCustomPlot.

Por último nos centraremos en el desarrollo de la memoria y mejoras en el sistema.

En la tabla 1.1 puede verse una planificación general del trabajo por meses.

Mes	Tareas	Subtareas	Comentarios
Noviembre 2014	70h: Documentación	30h: Documentación sobre medicina nuclear 35h: <b>Documentación del sistema de adquisición de datos a utilizar</b>  10h: Estudio de código fuente de un programa que utilizaba el mismo sistema de adquisición.	Esta parte es clave ya que nos permitirá identificar como se realiza la comunicación así como identificar las librerías necesarias para esta.  Realización de pequeños programas para una mejor comprensión de lo estudiado.
	5h: Desarrollo de software		
Diciembre 2014	50h: Desarrollo de software	40h: <b>Programa capaz de recibir datos desde el puerto Ethernet y configurar el sistema a través del USB.</b> 10h: Comienzo de la interfaz visual  5h: Documentación teórica 20h: Realización de tutoriales y programas.	Esta es la tarea más importante del proyecto. Ya que se desarrolla la parte principal del programa. Principalmente se definirá la estructura de la interfaz.
	25h: Aprendizaje Qt		
Enero 2015	25h: Aprendizaje QCustomPlot	5h: Documentación 20h: Uso de la librería a través de ejemplos y programas propios.	Se utilizarán datos originales obtenidos a partir del programa desarrollado tratando de obtener la representación gráfica deseada.
	50h: Desarrollo de software	20h: <b>Finalización de la interfaz visual</b>  30h: <b>implementación de la representación gráfica.</b>	
Febrero 2015	75h: Memoria y mejoras	60h: Redacción de memoria 15h: Mejoras	

Tabla 1.1 Planificación del trabajo. Tareas clave destacadas en **negrita**

## 1.4 Marco Regulator

El presente trabajo no se ve sujeto a ninguna normativa ya que se centra en el desarrollo de software del sistema de adquisición.

En cuanto al resto de elementos del sistema (CAMAC, tarjetas y detector) deberán cumplir las normativas que les afecten.

De todas formas, si se decidiese utilizar el sistema completo para diagnóstico médico debería cumplir las siguientes normativas:

- Comunidad Europea: **93/42/EEC** [1]
- Estados Unidos: **21 CFR 1020.30** [2]

[1] [http://ec.europa.eu/growth/sectors/medical-devices/regulatory-framework/index\\_en.htm](http://ec.europa.eu/growth/sectors/medical-devices/regulatory-framework/index_en.htm)

[2] <http://www.fda.gov/Radiation-EmittingProducts/ElectronicProductRadiationControlProgram/GettingaProducttoMarket/RegulatedProducts/default.htm>

# Capítulo 2

## Estado del arte

En este capítulo se hará una introducción a la medicina nuclear y a las técnicas PET y SPECT, ya que los detectores para los que se ha desarrollado este trabajo pueden ser utilizados en ambas.



## 2.1 Introducción a la Medicina Nuclear

Se llama Medicina Nuclear a la especialidad que utiliza, para el diagnóstico, imágenes obtenidas mediante la administración de sustancias radiactivas, que se incorporan a las rutas metabólicas del organismo (Descro, 2006).

Las técnicas SPECT (*single-photon emission computed tomography*) y PET (*positron emission tomography*) son modalidades no invasivas de diagnóstico por imagen. En la actualidad son utilizadas, fundamentalmente, con fines clínicos en *oncología*, *cardiología*, y *neurología*.

Como ya hemos dicho, podemos obtener imágenes funcionales, previa administración al paciente de determinados radiofármacos o trazadores, consistentes en moléculas marcadas con isótopos radiactivos emisores de radiación (*fotones* para SPECT y *positrones* para PET). Generalmente estos agentes son administrados por vía intravenosa, distribuyéndose según el flujo sanguíneo y siendo asimilados independientemente de su carácter radiactivo. Una vez transcurrido el tiempo necesario para permitir la incorporación del radiofármaco al organismo, se detecta la distribución del mismo mediante un tomógrafo. Las imágenes así obtenidas, permiten la observación de múltiples fenómenos biológicos y bioquímicos en los cuales se basa el metabolismo y funcionamiento de los diferentes órganos y tejidos.

Cabe destacar el compromiso que existe en la vida media requerida para los isótopos utilizados. Ésta ha de ser corta para que el paciente no sea expuesto a una alta dosis de radiación, pero, a su vez, ha de ser lo suficientemente larga como para poder obtener la información útil en una sesión de escáner.

### Unidades y definiciones básicas

#### 2.1.1 Fuentes de radiación

Los núcleos atómicos pueden transformarse unos en otros, o pasar de un estado energético a otro, mediante la emisión de radiación. Este proceso se denomina decaimiento o desintegración radiactiva y sucede de forma espontánea.

El decaimiento nuclear sólo sucede cuando hay un exceso de masa-energía en el núcleo produciéndose la emisión de radiación para alcanzar un estado de mayor estabilidad. Los decaimientos radiactivos se caracterizan por el tipo de emisión, su energía y la rapidez de decaimiento.

### 2.1.2 Tipo de emisión

Cuando se investigó por primera vez el decaimiento nuclear, los productos de este fueron denominados como rayos  $\gamma$ , partículas  $\alpha$ , partículas  $\beta^-$  y partículas  $\beta^+$ . Posteriormente se descubrió que los productos del decaimiento no son entes nuevos.

- Los **rayos  $\gamma$**  son fotones de alta energía.
- Las **partículas  $\alpha$**  son núcleos de Helio.
- Las **partículas  $\beta^-$**  son electrones.
- Las **partículas  $\beta^+$**  son positrones.

Por lo tanto existen, principalmente, 4 tipos de decaimiento asociados a cada una de las partículas expuestas anteriormente

### 2.1.3 Energía

La unidad tradicional para la medida de la energía de radiación es el electrón voltio (eV), definido como la energía cinética que recibe un electrón mediante su aceleración con una diferencia de potencial de un voltio. Sin embargo la unidad de energía contemplada en el sistema internacional es el Julio (J), cuya equivalencia con el eV es:  $1 \text{ eV} = 1.602 \times 10^{-19} \text{ J}$ .

La energía de un rayo  $\gamma$  está relacionada con la frecuencia de radiación según [1]:

$$E = h\nu$$

donde  $h = \text{constante de Planck } (4.135 \times 10^{-15} \text{ eV})$

### 2.1.4 Velocidad de decaimiento

La velocidad de decaimiento de una muestra radiactiva se corresponde con la vida media  $T_{1/2}$ , definida como el intervalo en el cual la vida del isótopo se ve reducida a la mitad. La vida media se obtiene en términos de  $\lambda$  (constante de decaimiento o constante de desintegración) como:

$$T_{1/2} = \frac{0.693}{\lambda}$$

## 2.2 Introducción a la técnica PET

Esta técnica hace uso de radioisótopos emisores de positrones. El positrón emitido tiene un periodo de vida muy corto y, tras la aniquilación con un electrón vecino, se producen, simultáneamente, dos fotones de alta energía que, posteriormente, son detectados por las gamma-cámaras del tomógrafo [2]. En la figura 2.2 podemos ver una representación de este proceso.

Hay que destacar la infraestructura necesaria para este tipo de técnica ya que, además del tomógrafo, necesitaremos asegurar el suministro de los radiofármacos necesarios. Como se verá en el apartado 2.2.1 los isótopos, utilizables, a excepción del  $^{18}\text{F}$ , tienen un periodo de semidesintegración inferior a 30 minutos. Debido a esto existe la necesidad de equipo altamente específico para la obtención de trazadores.

En líneas generales, es necesario un ciclotrón para obtener los isótopos emisores de positrones y una unidad de radiofarmacia, con sus celdas de síntesis, para producir el radiofármaco en las cercanías del tomógrafo.



Figura 2.1 Optima PET/CT 560 de General Electric [3]

### Isótopos emisores de positrones

Como se ha explicado anteriormente, la aniquilación de un positrón con un electrón produce dos fotones. Dos principios básicos de la física, el de conservación del momento y el de conservación de la energía, predicen, de forma teórica, la dirección y energía de los fotones de aniquilación. En concreto, estos se desplazarán en la misma dirección y sentidos opuestos, portando cada uno de ellos una energía de 511 KeV.

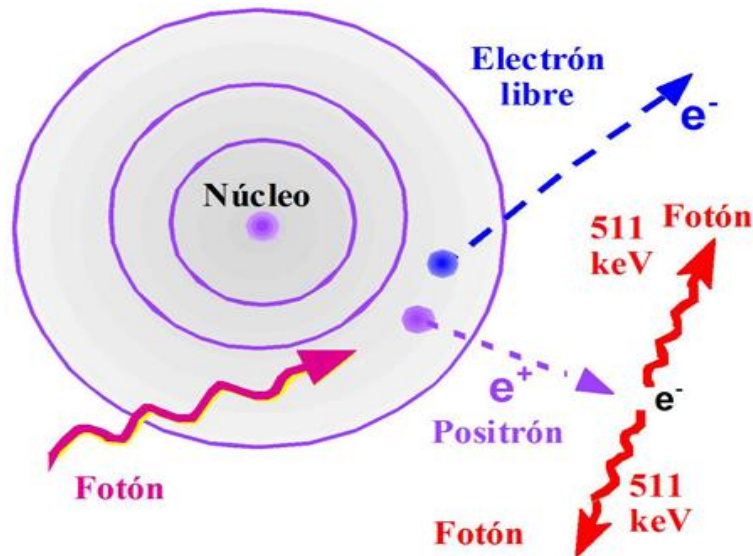
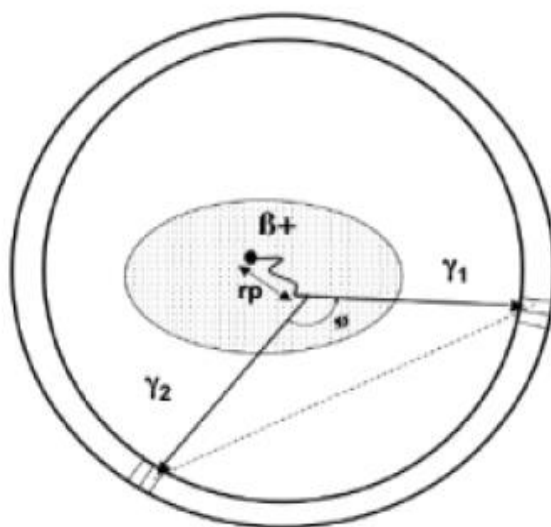


Figura 2.2 Aniquilación positrón-electrón con la consecuente producción de par de fotones [4]

A la línea definida por la trayectoria de ambos fotones se la denomina LOR (*Line of Response*). A partir de la identificación, caracterización y ordenación de estas líneas obtenemos toda la información necesaria para reconstruir la imagen, utilizando algoritmos matemáticos adecuados. Sin embargo en el proceso de aniquilación aparecen dos efectos que limitan la resolución intrínseca de la técnica:

1. **Rango del positrón:** La generación de los rayos gamma no se produce en el lugar exacto donde se desintegró el núcleo, el positrón se desplaza antes de interactuar con un electrón. Durante este recorrido pierde energía, cediéndola al interactuar con otras partículas.
2. **No colinealidad de los rayos  $\gamma$ :** Si bien la energía resultante total de la aniquilación tiene que ser equivalente a la masas del positrón y electrón desintegrados, el ángulo con el que se emiten esos dos rayos depende de la energía cinética total de ambas partículas, que también ha de conservarse. Esto puede dar origen a que las trayectorias de los fotones no estén perfectamente alineadas. Esta no colinealidad impondrá una limitación en la precisión que es posible alcanzar en la localización del proceso de aniquilación.



**Figura 2.3 Rango del positrón y no colinealidad.**

En la figura 2.3 podemos ver una fuente emisora de positrones que emite un positrón que viaja una cierta distancia  $rp$  (rango del positrón) antes de interactuar con un electrón y desintegrarse, dando origen a dos rayos gamma ( $\gamma_1$  y  $\gamma_2$ ). Estos rayos forman entre si un ángulo  $\phi$  y serán detectados por el sistema, ubicando la desintegración en una línea que no pasa por el punto donde se originó (línea discontinua).

En la tabla 2.1 podemos ver los elementos emisores de positrones con más uso en PET, ordenados de menor a mayor energía de emisión.

Isótopo	Vida media (minutos)	Energía de emisión (KeV)
$^{18}\text{F}$	109.8	635
$^{11}\text{C}$	20.4	960
$^{13}\text{N}$	9.96	1190
$^{15}\text{O}$	2.07	1720
$^{68}\text{Ga}$	68.3	1900

**Tabla 2.1- Vida media y energía de emisión para isótopos emisores de positrones [2].**

El  $^{18}\text{F}$  es el radionucléido más utilizado en estudios PET de propósito general debido a que, en su desintegración, no se emiten rayos gamma que puedan interferir con la detección de los fotones resultantes de la aniquilación. Otro motivo de su mayor uso se debe a su vida media, cercana a las 2 horas. Debido a esto no es necesario fabricarlo *in situ* sino que puede ser trasladado desde su lugar de producción.

### 2.3 Introducción a la técnica SPECT

Esta técnica utiliza radioisótopos emisores de fotones, que son capturados por las gamma-cámaras del tomógrafo [2].

En este caso la aparición del ciclotrón no es tan necesaria ya que la vida media de los isótopos utilizados en esta técnica es considerablemente mayor a los utilizados en PET.

En la figura 2.4 puede verse un tomógrafo SPECT



Figura 2.4 Symbia S de Siemens [5]

### Isótopos emisores de fotones

Como ya hemos explicado para esta técnica nos interesan aquellos isótopos capaces de emitir radiación gamma. Este tipo de radiación se produce cuando núcleos inestables, que presentan estados excitados, decaen al estado de más baja energía o a estados de energía inferiores al original. El tipo de radiación y/o las partículas que emiten al hacerlo dependen de cada núcleo en particular. De los diferentes modos de decaimiento que emiten radiación gamma se evitan aquellos que, además, emitan otras partículas como  $\beta^-$ , que no serían detectadas por la gamma-cámara. Además este tipo de partículas tienen una capacidad de penetración de pocos milímetros en tejido blando, lo que aumentaría la dosis de radiación recibida por el paciente.

En la tabla 2.2 podemos ver los elementos emisores de fotones más utilizados en SPECT, ordenados de menor a mayor energía de emisión.

Isótopo	Vida media (horas)	Energía de emisión (KeV)
$^{67}\text{Ga}$	78	39
$^{201}\text{Tl}$	73	30-140
$^{99\text{m}}\text{Tc}$	6	140
$^{123}\text{I}$	13	159
$^{111}\text{In}$	67	171-245

Tabla 2.2- Vida media y energía de emisión para isótopos emisores de fotones [2].

El  $^{99m}\text{Tc}$  es el radionucléido más utilizado en estudios SPECT debido a su gran versatilidad y relativa facilidad de producción. A diferencia del resto de radioisótopos no precisa de un ciclotrón sino que se produce en un generador de radionucléidos.

## 2.4 Detección de radiofármacos en el organismo

### 2.4.1 Generalidades

Los detectores utilizados para las técnicas antes descritas son prácticamente idénticos. La principal diferencia radica en la aparición de los colimadores para SPECT y la necesidad de tener enfrentados los detectores en PET.

Para que en un PET una *coincidencia* (detección de un par de fotones en detectores opuestos) sea considerada como válida los dos fotones deben alcanzar los respectivos detectores en un intervalo de tiempo establecido, denominado *ventana de coincidencia*.

### 2.4.2 Bloques detectores

Están formados por el acoplamiento óptico de uno o varios cristales centelladores, un tubo fotomultiplicador y un circuito electrónico acoplado a este. Y un colimador en el caso de SPECT, situado antes del cristal centellador. Los cristales centelladores son capaces de absorber los fotones gamma y transformar su energía en fotones del espectro visible, mediante un proceso de fluorescencia denominado centelleo.

El proceso de detección de un fotón gamma mediante el uso de estos bloques se puede ver como una doble transducción. Primero el cristal de centelleo transforma los fotones gamma en fotones visibles y, posteriormente, el tubo fotomultiplicador (PMT por sus siglas en inglés) y su electrónica asociada convierten estos fotones de luz en señales eléctricas, que contendrán información de la posición de recepción del fotón y la energía del mismo.

En la figura 2.5 se puede ver la representación de un bloque detector (sin colimador) con sus distintas partes identificadas.

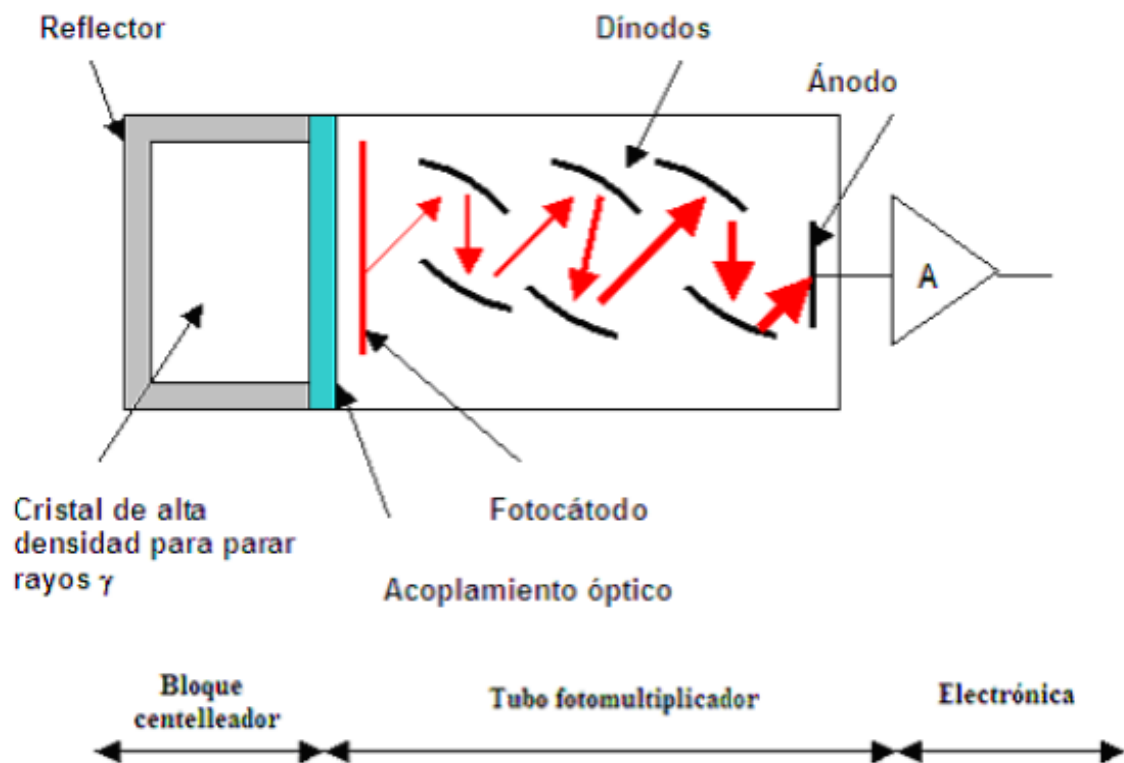


Figura 2.5 Esquema de un bloque detector básico.



A continuación se definen los principales componentes de un bloque detector.

#### 2.4.2.1 Bloques centelladores

##### 2.4.2.1.1 Mecanismo de centelleo

El proceso de fluorescencia consiste en la emisión inmediata de radiación visible por parte de una sustancia, debido a su excitación por diferentes factores. Un material centellador adecuado debe convertir la mayor fracción posible de radiación gamma incidente en fluorescencia.

Los materiales de los centelladores pueden ser orgánicos o inorgánicos. Los inorgánicos producen más fotones y tienen una respuesta más lineal pero, salvo alguna excepción, su respuesta temporal es lenta. Los orgánicos suelen ser más rápidos, pero producen menos luz. El alto número atómico de los inorgánicos y su alta densidad hacen que se utilicen más para espectroscopía gamma, mientras que los orgánicos son más utilizados en espectroscopía beta y detección de neutrones.

Como cabe suponer para la aplicación en PET y SPECT se utilizan, fundamentalmente, centelladores inorgánicos sólidos.

El mecanismo de centelleo en cristales inorgánicos depende de la energía de los estados determinada por la red cristalina del material. La absorción de energía en el cristal hace que un electrón pase de la banda de valencia a la banda de conducción. En un cristal puro, cuando el electrón vuelve a la banda de valencia, se emite un fotón demasiado energético para pertenecer al espectro de luz visible.

Para aumentar la probabilidad de que el fotón emitido en la desexcitación sea de luz visible, se añaden pequeñas impurezas al cristal, denominadas *activadores*, que crean estados accesibles situados en la banda prohibida (gap), que antes no existían. Como la energía entre estos estados y el estado fundamental es menor que la del gap del cristal, se producirán fotones dentro del espectro visible.

##### 2.4.2.1.2 Interacción entre los fotones gamma y el material centellador

Existen dos tipos posibles de interacciones entre el fotón gamma y el centellador, *dispersión Compton* y *absorción fotoeléctrica*. La distribución de energía es diferente según el tipo de interacción.

En la **absorción fotoeléctrica** toda la energía del fotón gamma es transferida al átomo con el que interactúa, y la distribución de energía de los fotoelectrones que se generan se mantiene cercana a la energía del fotón incidente. Produce la emisión de un rayo X (electrón de Auger)

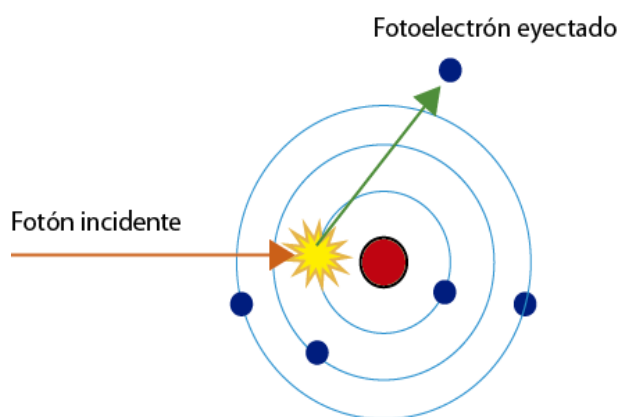


Figura 2.6 Absorción fotoeléctrica

En la **dispersión Compton** los electrones con los que interaccionan los fotones tienen un rango de energía determinado, que depende del ángulo de dispersión (ángulo formado entre la trayectoria original del foton gamma y la trayectoria del fotón dispersado tras la interacción con un electrón). Este fotón dispersado puede, a su vez, provocar más interacciones con otros electrones del átomo generando fotoelectrones de menor energía no deseados. Este proceso de interacción es el más común en el espectro de energía de los rayos gamma.

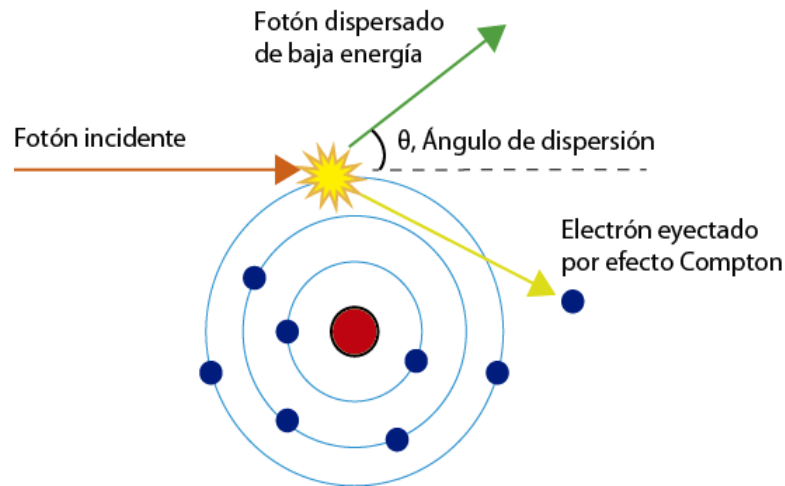


Figura 2.7 Dispersión Compton

El espectro de energía detectado en una aplicación real será parecido al expuesto en la figura 2.9. Comparado con un espectro de energía teórico (figura 2.8) la distribución de energía se distorsiona debido a tres factores fundamentales:

1. La resolución de energía del sistema detector es finita. Ésta se define como la relación de anchura a mitad del máximo (*full-width at half maximum, FWHM*) del pico de mayor energía entre el valor de la energía en el pico de máxima energía.
2. La radiación incidente no es monoenergética, ya que parte de los fotones habrán experimentado dispersión Compton antes de su detección.
3. Habrá eventos con energía mayor que el pico de mayor energía, debido a interacciones entre dos fotones con el detector que ocurran suficientemente juntas en el tiempo, tal que no puedan resolverse como eventos separados. Además de otros efectos estadísticos.

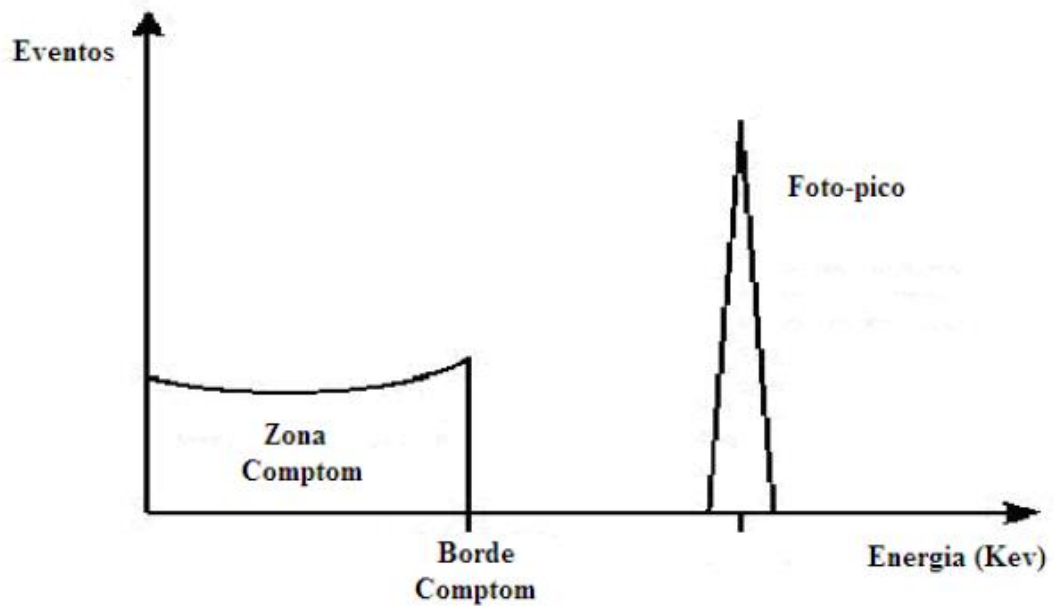


Figura 2.8 Características de una distribución de energía típica medida para un sistema de detección expuesto a fotones e 511 KeV, donde los fotones entregan la totalidad de su energía.

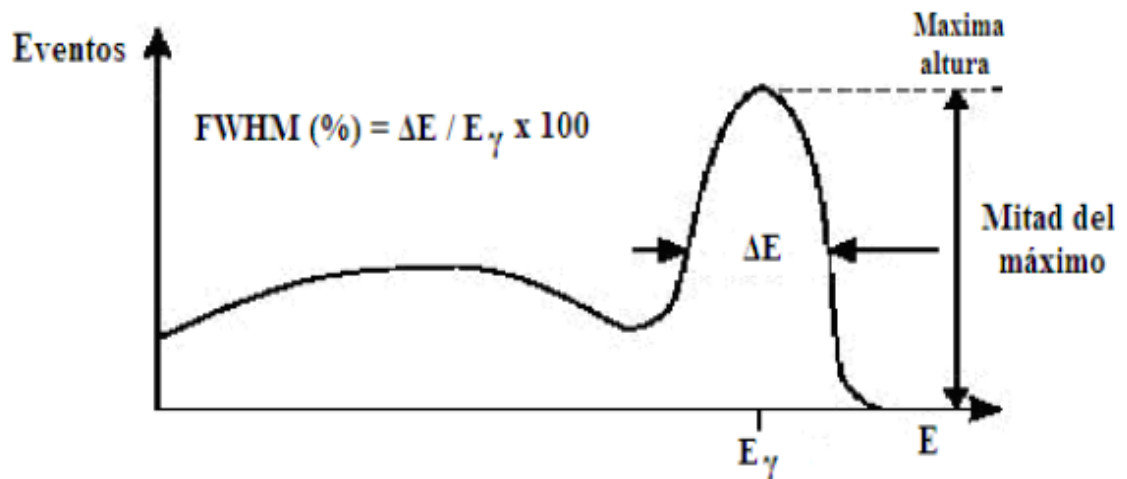


Figura 2.9 Distribución de energía característica, medida para un sistema de detección expuesto a fotones de energía  $E_\gamma$  y representación de la resolución del detector obtenida como FWHM %.

Si se registra una gran porción de fotones incidentes en el pico de mayor energía y la resolución de energía del sistema detector es buena, entonces es posible discriminar eventos de fotones dispersados eliminando aquellos que tienen baja energía.

#### 2.4.2.2 Fotomultiplicadores

El uso de centelladores como detectores de radiación no sería posible sin dispositivos que convirtieran los pulsos débiles de luz que producen en señales eléctricas. Los dispositivos encargados de esta tarea son los fotomultiplicadores. Éstos transforman pulsos de luz de no más de miles de fotones en pulsos de corriente apreciables introduciendo poco ruido a la señal.

En la figura 2.10 podemos ver, esquemáticamente, los elementos fundamentales de un fotomultiplicador.

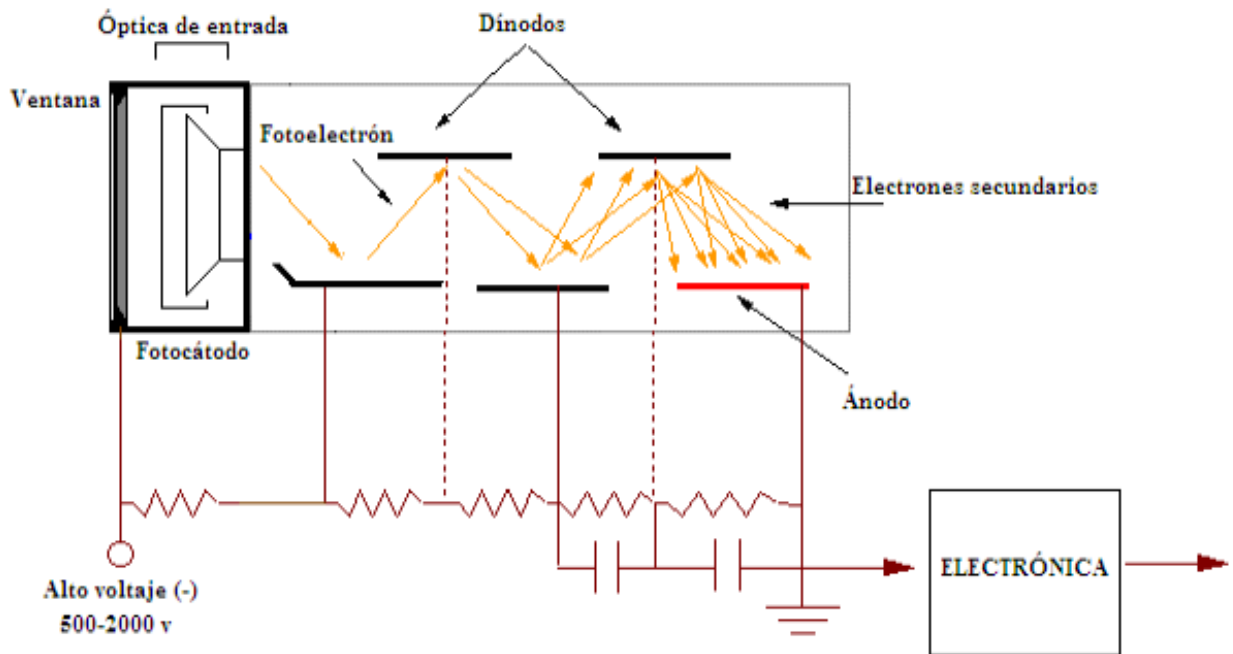


Figura 2.10 Esquema de funcionamiento de un fotomultiplicador

- **Fotocátodo:** Convierte el flujo de luz incidente en un flujo de electrones.
- **Óptica de entrada:** Enfoca y acelera el flujo de electrones.
- **Multiplicador de electrones:** Consiste en una serie de electrodos de emisión secundaria, denominados dínodos.
- **Ánodo:** Capta el flujo de electrones del multiplicador y proporciona la señal de salida.

##### 2.4.2.2.1 Fotocátodo

Los cátodos utilizados habitualmente en fotomultiplicadores están hechos mediante el depósito sobre un sustrato de material semiconductor fotosensible. Existen dos tipos básicos:

- **Cátodos semitransparentes:** Ampliamente utilizados. El depósito se realiza en el interior de la ventana de entrada. Los electrones son emitidos desde la cara opuesta de la superficie donde incide la luz. El cátodo puede ser grande, desde 10 mm de diámetro a unos pocos centímetros.
- **Cátodos opacos:** El depósito se realiza sobre un electrodo metálico dentro del tubo. Los electrones son emitidos desde el lado iluminado. En este caso el área se limita a unos pocos centímetros cuadrados.

#### 2.4.2.2.2 Ventana de entrada

El material de la ventana de entrada limita la sensibilidad espectral del conjunto a bajas longitudes de onda. El más utilizado es el cristal de borosilicato, cuya longitud de onda de corte se sitúa entre los 250 nm y 300 nm. Para longitudes de onda inferiores a 105 nm no hay material transparente por lo que se deben utilizar fotomultiplicadores sin ventana.

#### 2.4.2.2.3 Sistema óptico de entrada

El propósito de este sistema es el de enfocar los fotoelectrones en el área útil del primer dinodo. Si el fotocátodo es opaco, este formará parte de la estructura interna del electrodo y el sistema de entrada puede ser simple. En el caso de un cátodo semitransparente el sistema de entrada es más complicado, pudiendo incorporar uno o más electrodos de enfoque.

El sistema de entrada debe cumplir dos requerimientos básicos:

- Enfocar el máximo número de electrones en el primer dinodo de la cadena, independientemente de su velocidad inicial y de la posición del fotocátodo donde se originaron.
- El tiempo de tránsito de los electrones entre el cátodo y el primer dinodo debe ser, tanto como sea posible, independiente de su velocidad inicial y su posición de origen.

#### 2.4.2.2.4 Multiplicador de electrones

Este sistema está compuesto por un conjunto de dinodos conectados entre sí mediante un divisor de tensión. De esta forma conseguimos un gradiente de potencial desde el fotocátodo hasta el ánodo. Esta configuración consigue que los electrones emitidos por cada dinodo alcance el siguiente de la cadena con una energía de unos pocos KeV. Como resultado de la emisión secundaria, el número de electrones se va incrementando de dinodo en dinodo, obteniendo así la multiplicación deseada. No obstante, no todos los electrones emitidos por un dinodo llegan al siguiente.

La estructura del multiplicador es, en su mayoría, periódica. Debido a la elevada curvatura de las trayectorias de los electrones al entrar en el multiplicador, el acoplamiento del primer espacio inter-dinodos es crítico. Debido a esto se suele aplicar un voltaje más elevado a los primeros dinodos de la cadena

#### 2.4.2.2.5 Ánodo

La forma y colocación de los electrodos a la salida del multiplicador difiere de la configuración de la parte iterativa. La geometría debe ser apropiada para:

- Recoger todos los electrones secundarios emitidos por el último dinodo.
- Minimizar efectos indeseables para asegurar una respuesta lo más lineal posible de los pulsos de salida.
- Ajustar la impedancia a la impedancia característica de la conexión de salida.

#### 2.4.2.3 SiPMs

Como se ha explicado anteriormente el objetivo de este proyecto es el prototipado de detectores. Actualmente se está trabajando en el desarrollo de fotomultiplicadores de silicio (SiPMs).

Este tipo de detectores están formados por una matriz de fotodiodos de avalancha en un sustrato de silicio. Estos fotodiodos operan en modo Geiger, produciendo una avalancha de electrones cuando recibe, al menos, un fotón.

Tienen una gran ventaja frente a los tubos fotomultiplicadores, en comparación con esto prácticamente no se ven afectados por los campos magnéticos, lo cual es de gran utilidad para estudios simultáneos de PET y resonancia magnética (MR). También cabe destacar que no es necesario el uso de fuentes de alimentación de alto voltaje.

Como contrapartida está la poca ganancia que ofrecen, respecto de los PMT, siendo necesaria una etapa de preamplificación altamente sofisticada.

#### 2.4.2.4 Colimadores

Un colimador consiste, típicamente, en una lámina de materiales pesados (plomo, tungsteno, platino) que evita la llegada de fotones al cristal centellador desde direcciones determinadas.

Dos de los colimadores más utilizados son el Colimador Paralelo (Parallel-Hole) y el Colimador Pinhole.

- **Parallel-Hole:** consiste en una lámina que contiene un gran número de agujeros paralelos. El grosor del material dependerá de la energía máxima de los rayos gamma a detectar para evitar el cruce de estos de un agujero a otro. Este tipo de colimador proyecta una imagen sobre el detector del mismo tamaño que la fuente de radiación. Como se puede ver en la figura 2.11 sólo alcanzan el cristal los fotones que lleguen en dirección perpendicular.

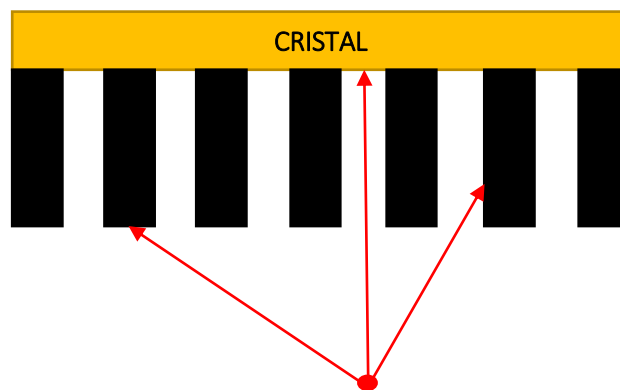


Figura 2.11 Parallel-Hole

- **Pinhole:** consiste en una pieza cónica con una pequeña apertura al final del cono (del orden de milímetros). Este tipo de colimadores proyecta una imagen invertida en el detector. En función de los parámetros de la figura 2.12 la imagen es magnificada si la distancia entre la fuente y la apertura  $b$ , es menor que la longitud del cono del colimador  $f$ . El tamaño de la imagen  $I$  y de la fuente  $O$  están relacionados por el factor de magnificación:  $I/O = f/b$

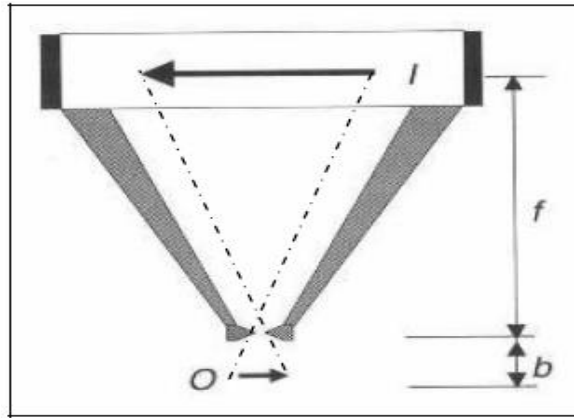


Figura 2.12 Pinhole

## 2.5 Referencias

- [1] G.F. Knoll. *"Radiation detection and Measurement"*, ed. J. Wiley: New York, 200. ISBN 0-471-07338-5.
- [2] S.R Cherry, J.A. Sorenson, M.E. Phelps. *"Physics in Nuclear Medicine"*, ed. Saunders; Philadelphia, 2003. ISBN 0-7216-8341-X.
- [3] [http://www3.gehealthcare.com/en/products/categories/pet-ct/pet-ct\\_scanners/optima\\_pet-ct\\_560](http://www3.gehealthcare.com/en/products/categories/pet-ct/pet-ct_scanners/optima_pet-ct_560)
- [4] [http://ocw.unia.es/fisica/origen-y-control-de-las-radiaciones-en-el-medio/materiales/ud2/unidad-didactica-2/skinless\\_view](http://ocw.unia.es/fisica/origen-y-control-de-las-radiaciones-en-el-medio/materiales/ud2/unidad-didactica-2/skinless_view)
- [5] <http://www.healthcare.siemens.com/molecular-imaging/spect-and-spect-ct/symbia-s>

# Capítulo 3

## Descripción del sistema

En este capítulo se describen los componentes físicos del sistema. Éste está conformado por el sistema de adquisición de datos y el detector de radiación.



### 3.1 Estructura del sistema

Como puede verse en la figura 3.1 el sistema consta de un soporte principal y dos tarjetas de adquisición electrónica, denominadas tarjeta *trigger* y tarjeta *ADC*. El sistema completo estará interconectado como se puede ver en la figura 3.2.

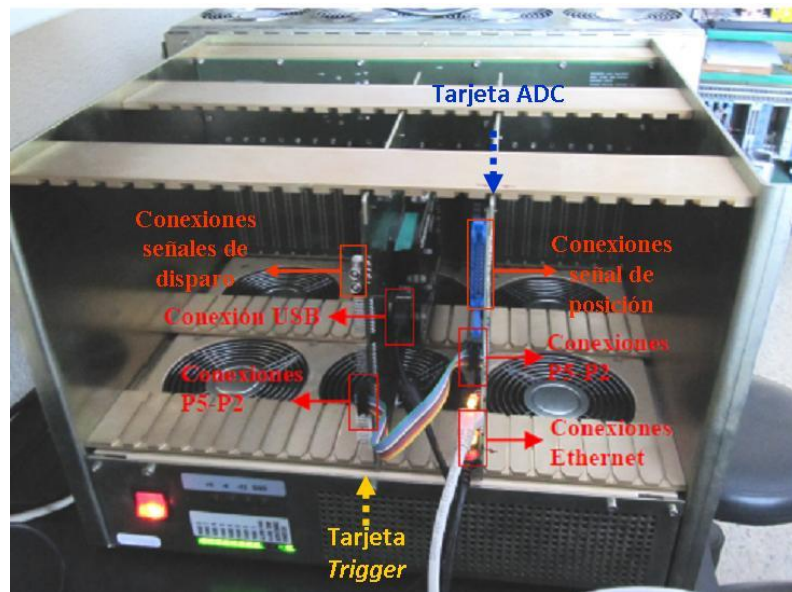


Figura 0.1 Chasis CAMAC y tarjetas de adquisición

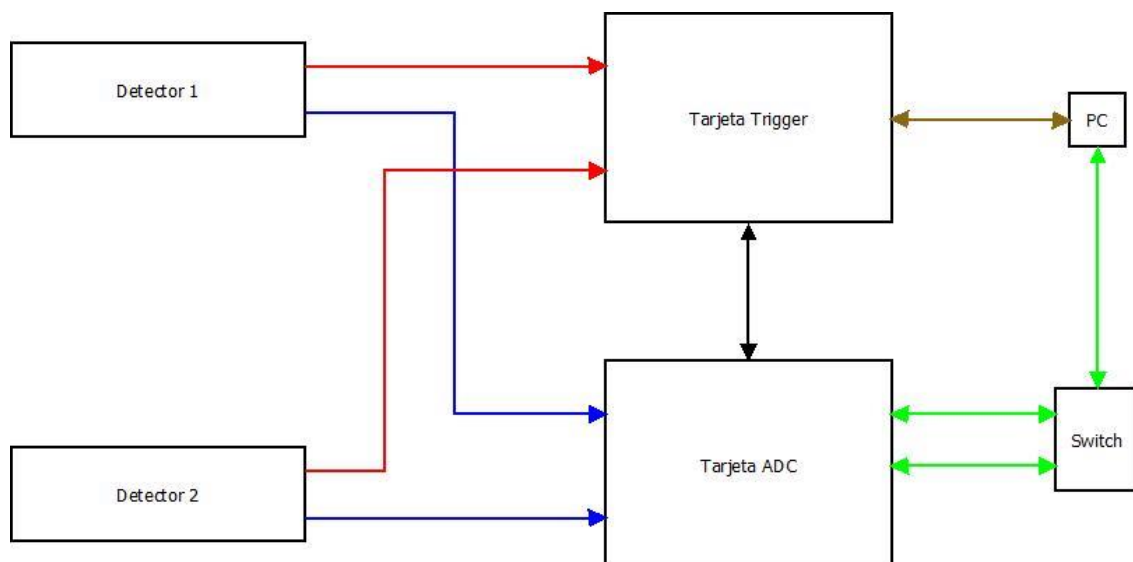


Figura 0.2 Diagrama de bloques del sistema de adquisición. En rojo las conexiones del trigger, en azul los cables con las señales de posición, en verde las conexiones Ethernet, en marrón la conexión USB y en negro la conexión P5-P2.

### 3.2 Electrónica e interfaz de adquisición de datos

El sistema de adquisición de datos está preparado para trabajar simultáneamente con dos gamma-cámaras sensibles a posición, con un máximo de cuatro señales de posición por cada detector y una señal adicional de energía.

- Chasis CAMAC: en él se introducen las tarjetas que componen el núcleo del sistema de adquisición de datos y que se describen a continuación.
- Tarjeta *Trigger*: Esta tarjeta se encarga de detectar eventos válidos y comandar la tarjeta ADC/TDC del sistema para que digitalice las señales asociadas al evento. A su vez proporciona 8 entradas/salidas de propósito general, conexión para dispositivos I<sup>2</sup>C y SPI, y una interfaz software para su gestión. Adicionalmente cuenta con un interfaz USB 2.0 con el que es posible gestionar su configuración y programar la FPGA presente en la misma para la implementación de diferentes políticas de disparo. Aunque no se ha implementado en las versiones actuales, la tarjeta cuenta a su vez con 8 entradas de conteo de propósito general, que se pueden usar como entradas de cuenta y ser leídas en un PC mediante el USB o para sacar señales internas de la FPGA.
- Tarjetas ADC/TDC: Estas tarjetas contienen 12 canales de conversión AD (resolución 12-bit) agrupados en 2 grupos de 6 canales. Cada detector tiene asociados 6 de estos canales de los cuales 4 son para señales de posición, 1 permite diferenciar profundidad de interacción en detectores de tipo *phoswich* y otro, en el que se ha implementado un TDC, permite obtener una marca temporal fina con resolución de 80 ps. Cada uno de estos grupos de 6 canales tiene una salida *Ethernet* (10-100Mbps) asociada por la cual se vuelcan los valores digitalizados en sus canales asociados junto con información adicional consistente en una marca de tiempo gruesa obtenida a partir de un reloj de 12.5 MHz.
- Switch *Ethernet*: Para el multiplexado de las dos salidas *Ethernet* de la placa ADC/TDC. Los datos recibidos de esta placa se envían a un PC de adquisición a través de una conexión *Ethernet* a 1 Gbps.

### 3.2.2.1 Tarjeta *Trigger*

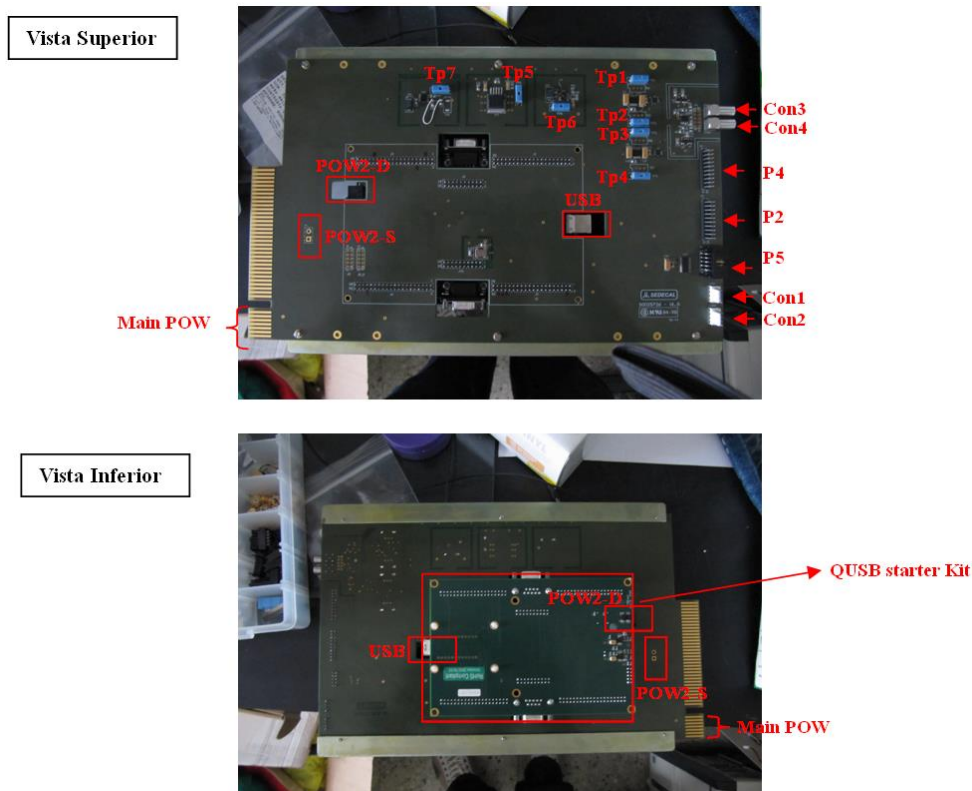


Figura 0.3 Tarjeta *Trigger*. Vista superior e inferior mostrando los elementos de la misma. En ambas vistas hay elementos repetidos. El significado de las siglas incluidas en la imagen se explica en los apartados subsecuentes y en la tabla 3.1 (Lage, 2011)

La placa de *trigger* dispone de un conjunto de conectores de entradas y salida y puntos de test que permiten determinar el correcto funcionamiento de la misma y su utilización.

A continuación se hablará de los umbrales *lld* (low level discriminator) y *hld* (high level discriminator). Para una mejor comprensión sobre que son ver la figura 3.9.

Los elementos presentes en la tarjeta se muestran en la Figura 3.3 y su funcionalidad se comenta a continuación (Tabla 3.1):

Elemento	Descripción/Comentarios
<b>QUSB-Starter Kit</b>	Kit de desarrollo del QUSB. Este kit contiene un QUSB en comunicación con una FPGA cyclone II de la empresa Altera. Toda la documentación asociada con este Kit de desarrollo, puede encontrarse en la página web de <i>Bitwise System</i> [1].
<b>Main Pow</b>	Conector de alimentación principal de la placa. Esta placa recibe del CAMAC alimentación de +/- 6 Voltios. Internamente la placa genera las tensiones necesarias para el conjunto de elementos presentes en la misma.
<b>Pow2-S</b>	Conector de alimentación adicional para el QUSB. El QUSB starter Kit recibe su alimentación desde el USB, pero está limitada a 5V y 400 mA. En caso de que la QUSB starter KIT necesite más potencia, es necesario soldar un cable a estos agujeros de la placa y conectarlo mediante un conector adecuado a la entrada de alimentación del QUSB starter KIT (Pow2-D). En la presente versión no es necesaria esa alimentación adicional pero puede serlo si se añade más funcionalidad dentro de la FPGA en futuras versiones.
<b>USB</b>	Conector USB 2.0 del QUSB. Este nos permite comunicación entre el starter Kit y el PC de adquisición
<b>Pow2-D</b>	Conector de potencia adicional para el QUSB starter KIT
<b>CON1</b>	Conector de extensión del BUS I2C. Permite extender el bus I <sup>2</sup> C a otras placas o dispositivos
<b>CON2</b>	Conector de extensión del BUS I2C adicional. Permite extender aún más el bus I <sup>2</sup> C a otras placas o dispositivos.
<b>CON3</b>	Señal de disparo asociada al Detector 1 que se conecte al sistema. Polaridad negativa
<b>CON4</b>	Señal de disparo asociada al Detector 2 que se conecte al sistema. Polaridad negativa
<b>P2</b>	Conector con 8 entradas/salidas de propósito general (se controlan mediante el micro-procesador del QUSB). Para configurarlas como entrada o salida hay que hacerlo mediante el interfaz software del QUSB. Se esperan niveles LVTTTL. El conector es de 16 pines por si se quiere utilizar cable coaxial en las conexiones.
<b>P4</b>	Entradas/salidas de propósito general a la FPGA se pueden usar como entradas de conteo para contadores de propósito general a instanciar en la FPGA o para sacar señales intermedias de la FPGA. No activos en la versión actual del Firmware. Para estas señales se esperan también niveles LVTTTL. Al igual que en otros sistemas previamente desarrollados, cada pulso que se reciba en una de estas entradas aumentará en 1 el valor del contador asociado a esa entrada (en caso de instanciarlos). Los contadores podrán ser leídos en cualquier momento vía USB desde el software complementario al sistema.
<b>P5</b>	Salidas de control. Se trata de un conector IDC de 5 parejas de pines. La primera pareja (empezando por la parte superior) contiene la señal asociada al TDC del detector 2, la siguiente pareja la señal de GATE asociada al detector 2. La tercera pareja de pines contiene un reloj de 12.5 MHz que se usa como referencia del TDC y para el envío de datos por Ethernet. La 4 pareja contiene la señal de GATE asociada al Detector 1 y la última pareja la señal asociada al TDC del detector 1. Todas estas señales van en formato LVDS.
<b>Tp1</b>	Punto de test para comprobar el voltaje umbral de comparación asociado al LLD del WMLED (Lage, 2010) del detector 1. Este umbral se fija mediante un potenciómetro I2C desde la opción set Threshold.
<b>Tp2</b>	Punto de test para comprobar el voltaje umbral de comparación asociado al HLD del WMLED(Lage, 2010) del detector 1.  Este umbral se fija mediante un potenciómetro I2C desde la opción set Threshold.
<b>Tp3</b>	Punto de test para comprobar el voltaje umbral de comparación asociado al LLD del WMLED (Lage, 2010) del detector 2.  Este umbral se fija mediante un potenciómetro I2C desde la opción set Threshold.
<b>Tp4</b>	Punto de test para comprobar el voltaje umbral de comparación asociado al HLD del WMLED (Lage, 2010) del detector 2.  Este umbral se fija mediante un potenciómetro desde la opción set Threshold.
<b>Tp5</b>	Punto de test para comprobar que el regulador de 5 V está dando 5V a su salida.
<b>Tp6</b>	Punto de test para comprobar que el regulador de 0.8 V está dando 0.8 V a su salida.
<b>Tp7</b>	Punto de test para comprobar que el regulador de 3.3 V está dando 3.3 V a su salida.

Tabla 3.1.- Puntos de interés de la tarjeta Trigger (Lage, 2011).

### 3.2.2.2 Tarjeta ADC/TDC

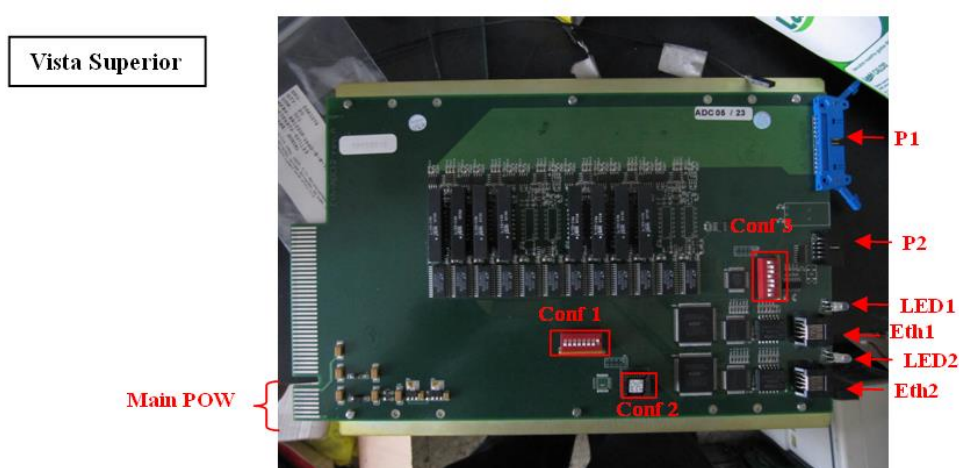


Figura 0.4 Tarjeta ADC/TDC del sistema Argus de SEDECAL. Esta tarjeta cuenta con 12 canales divididos en 2 grupos de 6. Está diseñada para conectarle 2 detectores con 4 señales de posición (Lage, 2011)

Al comienzo del apartado 3.2 hemos visto las funciones de esta tarjeta. En la figura 3.4 podemos ver los elementos presentes en ella y su funcionalidad se comenta en la Tabla 3.2

Elemento	Descripción/Comentarios
P1	Conector de las señales de entrada para la conversión analógico /Digital. Se trata de un conector IDC de 26 parejas en el cual 5 de esas parejas son para el detector 1 y otras 5 para el detector 2. De esas 5 señales 4 son señales de posición y 1 de ellas es la señal de energía que se puede obtener como suma de las anteriores.  La placa esta preparada para pulsos de entrada de polaridad negativa, el rango dinámico de los ADC es 4.095 V.
P2	Conector de control de la placa. Las señales que salen de P5 (ver Tabla 3.6 y Figura 3.22) se conectan a este conector. Por este conector se mandan las señales de GATE de ambos detectores y las señales del TDC. A su vez también se recibe por este conector la señal de 12.5 Mhz utilizada como referencia del TDC y para la transmisión vía <i>Ethernet</i> .
Eth1	Salida de datos digitalizados del detector 1. Esta salida envía los datos a una dirección MAC predefinida en el <i>firmware</i> de la FPGA.
Eth2	Salida de datos digitalizados del detector 2. Esta salida envía los datos a una dirección MAC predefinida en el <i>firmware</i> de la FPGA.
Led1	LED asociado a Eth1. Si se ha establecido conexión el LED estará en verde. Si se están enviando datos el LED parpadeará en naranja. En caso de existir algún error el LED se pondrá de color ROJO.
Led2	LED asociado a Eth2. Si se ha establecido conexión el LED estará en verde. Si se están enviando datos el LED parpadeará en naranja. En caso de existir algún error el LED se pondrá de color ROJO.
CONF1	Este conjunto de micro-interruptores permite configurar entre otras cosas cabeceras de los datos digitalizados.
CONF2	Zócalo para inserción del chip que lleva grabado el programa de las FPGA. Este chip va asociado a una dirección MAC determinada por lo que para que el sistema funcione es necesario tener este chip, insertarlo y que la dirección MAC de la tarjeta de red que reciba los datos sea la adecuada.
CONF3	Este conjunto de micro-interruptores permite configurar ciertas funcionalidades adicionales de la tarjeta no utilizadas en el prototipo actual
Main Pow	Conector de alimentación principal de la placa. Esta placa recibe del CAMAC alimentación de +/- 6 y -12 Voltios. Internamente la placa genera las tensiones necesarias para el conjunto de elementos presentes en la misma.

Tabla 1.2 Puntos de interés de la tarjeta ADC/TDC (Lage, 2011)

## Configuración

Los elementos a configurar en esta placa son únicamente 3:

A) Insertar en CONF2 el chip que contiene el *firmware* de la FPGA (Proporcionado por A&D Precision).

B) Configurar los micro-interruptores correspondientes a CONF1 con el valor indicado en la Tabla 3.3:

Bit 8	Bit 7	Bit 6	Bit 5	Bit 4	Bit 3	Bit 2	Bit 1
ON	ON	ON	ON	ON	ON	ON	OFF

Tabla 3.3 Configuración de los micro-interruptores pertenecientes al elemento CONF1 (Hamamatsu, 2006)

C) Configurar los micro-interruptores correspondientes a CONF3 con el valor indicado en la Tabla 3-4:

Bit 8	Bit 7	Bit 6	Bit 5	Bit 4	Bit 3	Bit 2	Bit 1
OFF	OFF	ON	ON	OFF	ON	ON	OFF

Tabla 3.4 Configuración de los micro-interruptores pertenecientes al elemento CONF3 (Hamamatsu, 2006)

### 3.2.2.3 Comunicación UDP y estructura de datos

El PC de adquisición es el encargado de albergar el *software* de adquisición del prototipo. Como punto de partida, se ha modificado la dirección MAC de uno de los puertos *Ethernet* de este ordenador para recibir los datos de salida del sistema de adquisición, debido a que la tarjeta ADC entrega por defecto los datos a una MAC predeterminada (elemento CONF2 de la Tabla 3.2).

Para poder recibir datos de esta tarjeta ADC deberemos configurar nuestra tarjeta de red con la IP **192.168.0.10** y la dirección física (MAC) como **00:1B:21:18:7E:1B**

Para realizar el trasvase de información entre la tarjeta ADC y el PC de adquisición se crea un *socket* por el que circula la información.

Los *sockets* son puntos o mecanismos de comunicación entre procesos que permiten que un proceso se comunique (emita o reciba información) con otro, incluso estando estos procesos en distintas máquinas. Esta característica de interconectividad entre máquinas hace que el concepto de *socket* nos sea de gran utilidad.

La comunicación entre procesos a través de *sockets* se basa en la filosofía CLIENTE-SERVIDOR: un proceso en esta comunicación actuará de proceso servidor creando un *socket* cuyo nombre conocerá el proceso cliente, el cual podrá comunicarse con el proceso servidor escribiendo y escuchando en el *socket* adecuado. El proceso crea un *socket* sin nombre cuyo valor de vuelta es un descriptor sobre el que se leerá o escribirá, permitiéndose una comunicación bidireccional.

Todo *socket* viene definido por dos características fundamentales:

- El tipo del *socket*: Indica el tipo de comunicación que puede generarse entre los procesos. En nuestro caso será un *socket* de tipo *datagram*, *sockets* para comunicaciones en modo no conectado, con envío de datagramas de tamaño limitado (tipo telegrama). En dominios Internet como la que nos ocupa el protocolo del nivel de transporte sobre el que se basa es el *UDP*. Hemos elegido este tipo porque en nuestro caso es más importante la velocidad de transmisión de datos que la fiabilidad, ya que se digitalizan eventos cada 100 ps, adquiriendo un gran número de eventos.

- El dominio del *socket*: Especifica el conjunto de procesos que pueden establecer una comunicación con el mismo. En nuestro caso, Dominio *AF\_INET* ( *Address Family INET* ): debido a que el cliente y el servidor pueden estar en cualquier máquina de la red Internet.

El *socket* ha de estar ligado al **puerto 1285**.

La tarjeta ADC envía paquetes de 1024 Bytes. En cada paquete hay 64 eventos y por cada evento tenemos, como ya se ha visto previamente, seis señales. En la figura 3.5 podemos ver 5 eventos con sus señales debidamente identificadas.

El orden de las señales recibidas y su tamaño es:

1. Marca de tiempo, **4 Bytes**
2. *Xa*, **2 Bytes**
3. *Yb*, **2 Bytes**
4. *Xb*, **2 bytes**
5. Energía, **2 Bytes**
6. *Ya*, **2 Bytes**
7. TDC, **2 bytes**
8. Indicador de detector (00 → detector 1, 02 → detector2)

1	2	8	3	4	5	6	7
117126	101171	003412	023036	003541	000034	003743	000445
125042	101171	003241	022567	002161	000034	002462	000363
125164	101171	004406	023614	003164	000034	003615	000330
131271	101171	007271	025063	005466	000035	006425	001236
133050	101171	005316	024422	003717	000034	004473	000275

Figura 0.5 Extracción de 5 eventos de un paquete enviado por el sistema de detección.

Se ha decidido no conectar la salida correspondiente a la energía total del evento (canal 5) y calcular esta mediante software, como el promedio de la suma de las 4 señales de posición. En caso de querer utilizar esta señal habrá que desactivar la opción *cálculo de energía mediante software*.



### 3.3 Elemento detector

El sistema de detección utilizado para las pruebas se ha diseñado en el Laboratorio de Imagen Médica de la Unidad de Medicina y Cirugía Experimental del Hospital General Universitario Gregorio Marañón. Es una gamma-cámara autónoma integrada con la electrónica necesaria para el acondicionamiento de sus señales de salida en un encapsulado portátil y compacto. El sistema contiene además de la gamma-cámara, un módulo de alimentación y 5 señales, 4 de ellas correspondientes a las posiciones definidas como  $X^-$ ,  $X^+$ ,  $Y^-$  y  $Y^+$  y la quinta a la señal de disparo o *trigger* que proporciona información sobre cuándo se ha detectado un evento y la energía del mismo.

La tarjeta trigger identifica la validez de un evento detectado en función de la señal de *trigger*. En caso positivo se digitalizan en la placa convertora ADC las cuatro señales  $X^-$ ,  $X^+$ ,  $Y^-$  y  $Y^+$  que indican en qué lugar se ha recibido un rayo gamma. En caso negativo el evento se descarta.

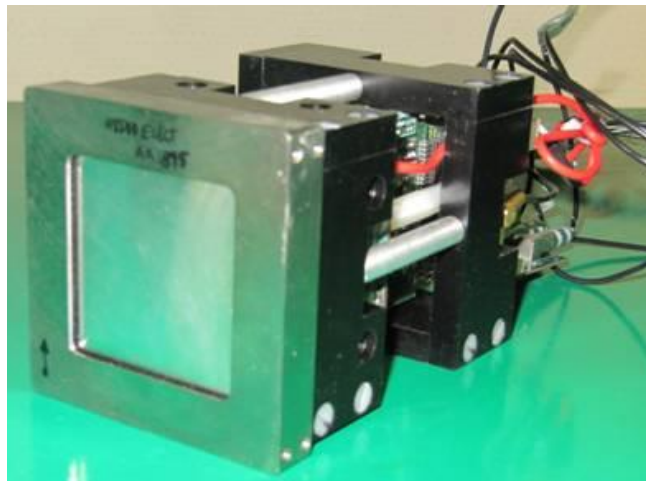


Figura 0.6 Gamma-cámara utilizada

#### Componentes del sistema detector

El detector está compuesto por una matriz de cristales LYSO (Lutetium-yttrium oxyorthosilicate) acoplados a un tubo fotomultiplicador sensible a posición, modelo H8500 de Hamamatsu Photonics, y la electrónica necesaria para obtener las 5 salidas descritas anteriormente. La dimensión de la matriz de cristales es de 30x30, donde cada cristal mide 1.4x1.4x8mm.

##### 3.3.1 Tubo fotomultiplicador

El tubo fotomultiplicador utilizado es el H8500 de Hamamatsu. Se trata de un tubo sensible a posición, que utiliza una estructura de dínodos de tipo “*metal channel dynode*” (Hamamatsu, 2006), proporcionando un amplio rango dinámico, una elevada ganancia y una alta resolución espacial.



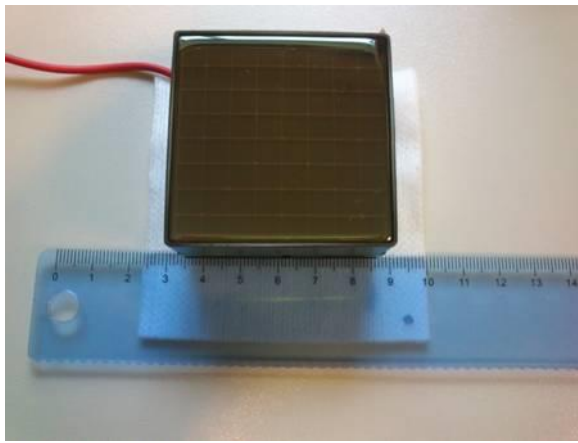


Figura 0.7 Imagen del tubo fotomultiplicador H8500 de Hamamatsu

Comparada con otro tipo de estructuras de dínodos, ésta posee un nivel de ruido entre canales o *crosstalk* muy bajo cuando se produce la multiplicación secundaria de electrones. Esto se debe a que los fotoelectrones emitidos por el fotocátodo van dirigidos por la malla hacia el primer dínodo y fluyen hasta que llegan al ánodo habiendo sido multiplicados con una mínima difusión espacial (ver Figura 3.8).

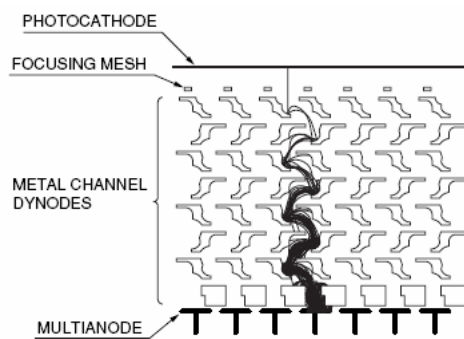


Figura 0.8 Estructura de los dínodos utilizada y posibles trayectorias de los electrones (Hamamatsu, 2006)

El fotomultiplicador funciona a alta tensión. Normalmente estará en torno a  $-800$  V. En la figura 3.9 podemos ver el espectro de respuesta en frecuencia y los umbrales de detección (LLD y HLD) identificados. Esta señal representa la energía generada por el detector, se utiliza como trigger.

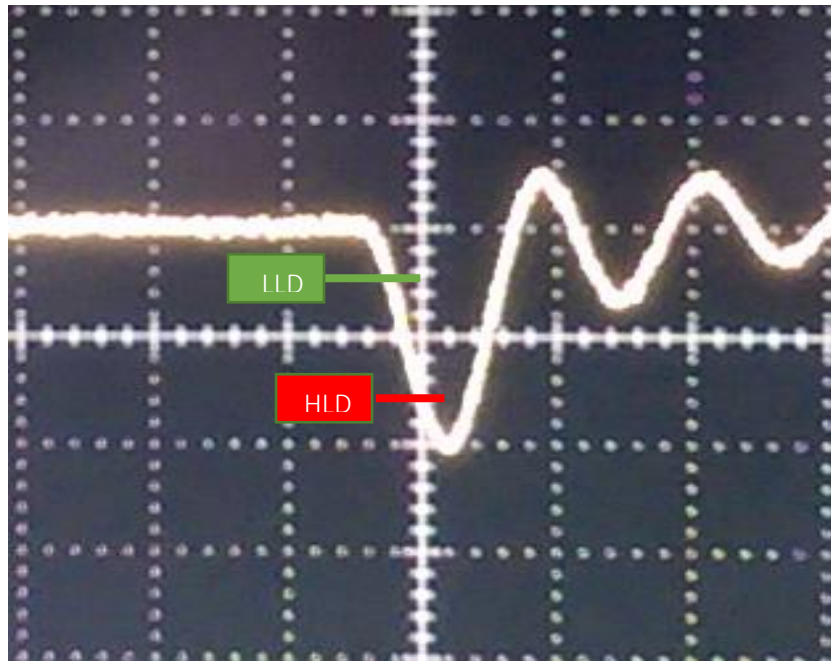


Figura 3.9 Salida de energía del fotomultiplicador(40 ns, 500 mV / div).

En la Tabla 3.5 se enumeran las características principales del tubo fotomultiplicador utilizado.

Parámetro		Valor	Unidad
Respuesta espectral		300 a 650	nm
Longitud de onda pico		420	nm
Material del fotocátodo		Bialkali	-
Número de ánodos		64 (matriz de 8 x 8)	-
Área efectiva		49x49	mm
Tamaño de píxel		5.8x5.8	mm
Peso		140	g
Temperatura de funcionamiento		0 a 50	°C
<b>Características a 25 °C</b>			
Cátodo	Sensibilidad lumínica	60	μA/Lm
	Índice de Sensibilidad azul	9.5	-
	Eficiencia cuántica a 420nm	24	%
Ánodo	Sensibilidad lumínica	90	A/Lm
Ganancia		$1.5 \times 10^6$	-
Corriente de oscuridad del ánodo por canal		0.1	nA
Corriente de oscuridad del ánodo total		6	nA
Uniformidad		1:2	-
Diafonía		3	%
<b>Valores máximos absolutos</b>			
Voltaje de alimentación		-1100	V
Corriente media de salida del ánodo		100	μA
Corriente del divisor a -1100 V		180	μA

Tabla 3.5 Especificaciones del tubo H8500 (Hamamatsu, 2006)

### 3.3.2 Electrónica de posicionamiento

El tubo fotomultiplicador H8500 de Hamamatsu Consta de 64 salidas cuya magnitud indica en qué lugar de su superficie se ha recibido un evento. Debido a que esta cantidad de señales aumentaría la complejidad de la digitalización de los datos, se ha diseñado una etapa electrónica de suma y posicionamiento para reducir los 64 canales a 4 canales de salida  $X^-$ ,  $X^+$ ,  $Y^-$  y  $Y^+$  sin afectar a la resolución y sensibilidad final del sistema. Otra función de la electrónica de posicionamiento es suministrar alimentación al fotomultiplicador, y proporcionar la salida de disparo del detector como se observa en la Figura 3.10.

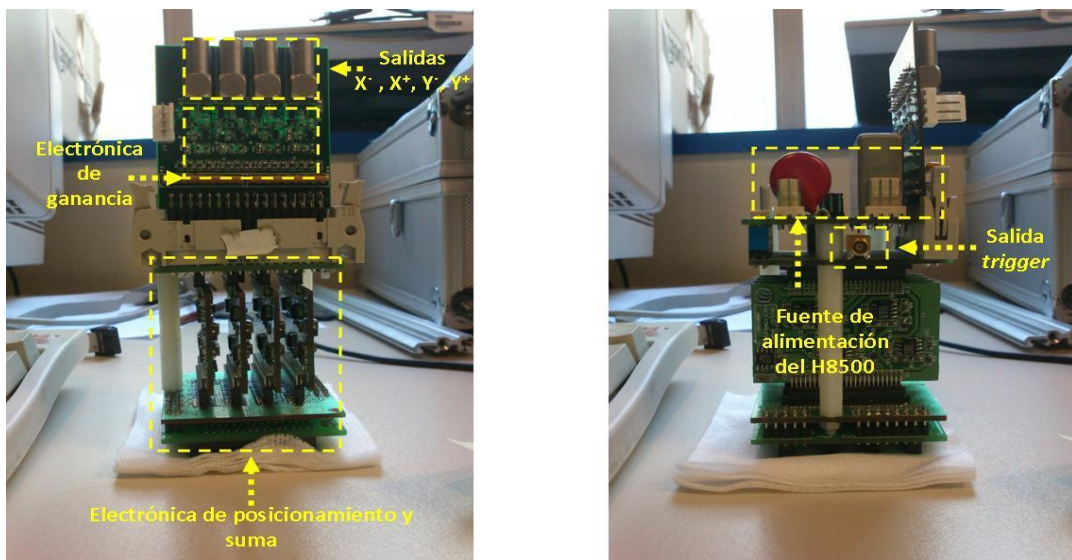


Figura 0.10 Electrónica de posicionamiento

Para controlar la alimentación suministrada al fotomultiplicador y no sobrepasar el valor máximo (ver Tabla 3.5), se ha colocado un potenciómetro para regular la tensión recibida por el tubo H8500. Para ajustar la alimentación hay que situar una de las sondas del dispositivo, en una pata del diodo varactor (elemento de color rojo), y la otra sonda ponerla a tierra. Para seleccionar la tensión es necesario ajustar el potenciómetro con un destornillador. Los elementos citados anteriormente y sus conexiones se indican en la Figura 3.11.

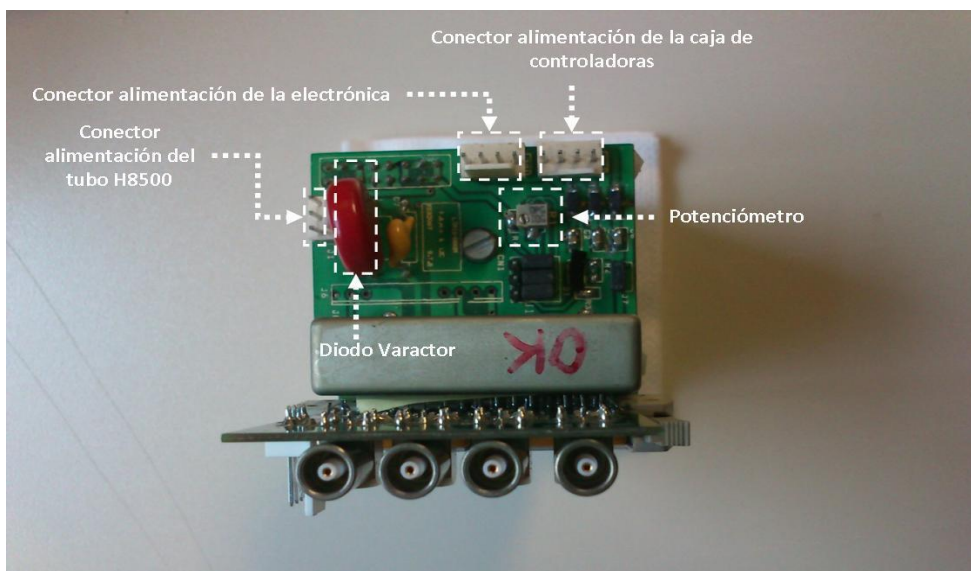


Figura 0.11 Vista superior de la electrónica de posicionamiento

# Capítulo 4

## Desarrollo de software para la adquisición de datos.

En este capítulo se describe el software desarrollado en el presente Proyecto Fin de Grado. El objetivo principal ha sido desarrollar una aplicación, llamada **adquisición\_datos**, para el control y manejo de los diferentes elementos del modelo descritos en el capítulo anterior. Esta aplicación ofrece una interfaz de usuario, de fácil manejo, que nos permite:

- Obtener datos del prototipo y generar su correspondiente representación gráfica en tiempo real
- Generar una representación gráfica de datos extraídos y guardados con anterioridad
- Modificar los parámetros del trigger de detección.

El programa ha sido desarrollado en lenguaje C++ en el entorno de programación Qt. Al utilizar Qt el programa es multiplataforma, puede ser utilizado tanto en sistemas UNIX como Windows. Este entorno de programación también ha facilitado la creación de la interfaz de usuario. Como se puede ver en la figura 4.1 la pantalla principal nos muestra 6 opciones y dos zonas para la representación gráfica. A continuación se explicara el funcionamiento.

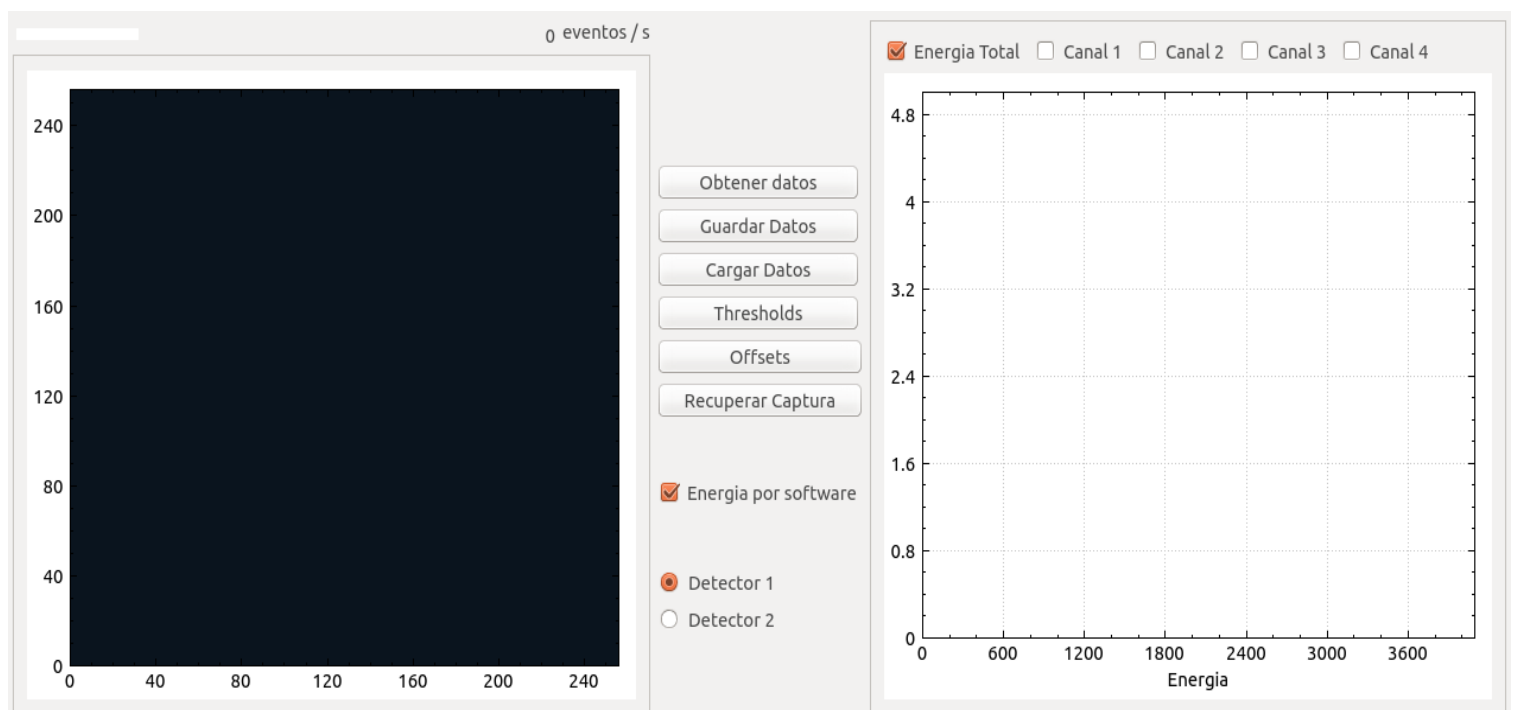


Figura 4.1 Ventana principal

## 4.1 Obtener datos desde dispositivo

Esta opción nos permite iniciar la captura de datos desde el sistema de detección. Una vez configurada la FPGA tendremos dos procesos en paralelo. Uno se encarga de la recepción de datos mientras que el otro sigue el hilo principal, manteniendo la interfaz y realizando tanto la interpretación de los datos recibidos como la representación gráfica de estos (ver apartado 4.7).

El programa está diseñado para dibujar los gráficos cada 100 paquetes recibidos, o lo que es lo mismo, cada 6400 eventos.

Por seguridad se guarda un archivo con los datos recibidos (cada 10000 paquetes), tal y como los envía el sistema de adquisición. De esta forma si, por alguna razón, el programa se cerrara sin haber podido guardar los datos, podríamos recuperarlos desde este archivo.

Una vez iniciado el proceso este seguirá en ejecución hasta que se pulse el botón *STOP*. Si se pulsa el botón *Guardar Datos* se generarán los archivos especificados en el apartado 4.8 y la adquisición de datos continuará.

Sobre la imagen de llenado de campo (ver figura 4.1) podemos encontrar el número de eventos por segundo.

## 4.2 Guardar datos

Puede ejecutarse en cualquier momento. Generará una carpeta nueva, en el directorio archivos, con la fecha y hora actuales, donde guardará los archivos generados (ver apartado 4.8).

## 4.3 Obtener datos desde archivo

Esta opción nos permite interpretar datos recibidos con anterioridad sin necesidad de conexión con el dispositivo receptor. Al seleccionarla nos saldrá un cuadro de diálogo pidiéndonos la ruta con la carpeta en la que se encuentran los archivos necesarios. Esta carpeta se habrá generado automáticamente en el momento que guardásemos los datos. Aunque el nombre de la carpeta es indiferente, para el programa, no lo son los nombres de los archivos que contiene. Debe contener, como mínimo, los 5 archivos de datos, con sus nombres originales (ver apartado 4.8).

Una vez se ha seleccionado la carpeta el sistema procederá a la representación gráfica abriendo cada archivo y volcando su información en el programa (ver apartado 4.7).

## 4.4 Get Thresholds

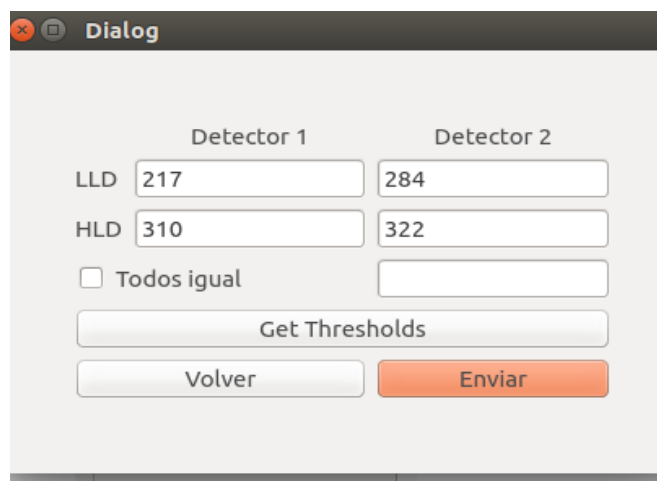
Esta opción nos abre una nueva ventana mostrándonos la información de los 4 valores de threshold del sistema (LLD y HLD de cada uno de los dos detectores).

Para modificar los valores de estos podemos proceder de dos formas:

1. Marcar la opción *todos igual* y escribir el valor deseado en el hueco adyacente. Por último pulsaremos enviar.
2. Sustituir el valor existente en cada uno de los 4 huecos por el que deseemos para cada trigger y pulsar enviar.

Para mandar los datos al sistema de adquisición invocamos una función de la librería de quickusb. Esta función inicia la comunicación con la FPGA del ADC, y esta, a su vez, se comunica a través de *SPI* (Serial Peripheral Interfaz bus) con el correspondiente elemento de hardware para la lectura y escritura del valor indicado.

En la figura 4.2 podemos ver el cuadro de diálogo.



	Detector 1	Detector 2
LLD	217	284
HLD	310	322
<input type="checkbox"/> Todos igual		
<button>Get Thresholds</button>		
<div><button>Volver</button><button>Enviar</button></div>		

Figura 4.3 Ventana Thresholds

## 4.5 Offsets

Esta opción nos permite contrarrestar el offset introducido por el sistema para cada señal. Tras cargar el archivo `offsets.rbf` en la FPGA del sistema de adquisición, este nos envía la información de los canales sin la influencia de la señal detector, por lo que podemos conocer la desviación. Esta información se almacena en el archivo `offsets.dat` y se aplica en el momento del procesado para corregir dicha desviación.

Si se realiza una captura sin esta corrección en el espectro de energía se puede apreciar una gran desviación en la *eje X* entre las distintas señales, lo cual no es real. En cuanto al mapa de intensidad la imagen aparece notablemente girada o con efectos de desenfoque.

El archivo `offsets.dat` se genera cada vez que se ejecuta esta opción sobrescribiendo el archivo existente. No se borra de una ejecución a otra, por lo que si se está utilizando el mismo detector no sería necesario ejecutarlo.

## 4.6 Recuperar captura

Se ha añadido esta última opción que nos permite recuperar una captura que no haya sido guardada. Como se ha explicado anteriormente se realiza una copia de seguridad de la comunicación cada 10000 paquetes. Este archivo se genera en el directorio desde el que estemos ejecutando el programa y se sobrescribirá cada vez que se ejecute el programa.

Con esta opción creamos la oportunidad de no perder una captura (pueden llegar a durar hasta varias horas) por algún problema ajeno al programa. Como máximo se perderán los últimos 10000 paquetes.

Para poder recuperar los datos habrá que ejecutar el programa desde el mismo directorio en el que se encuentre el archivo `udp.dmp` que queramos utilizar.



## 4.7 Representación Gráfica

Como se mencionó en el primer capítulo utilizamos la librería QCustomPlot para la representación gráfica

El programa genera dos tipos de gráficos:

1. Imagen de llenado de campo del detector, figura 4.4: Esta imagen representa la matriz de cristales que componen el cristal centellador. Cada pixel iluminado se corresponderá con un cristal de dicha matriz.

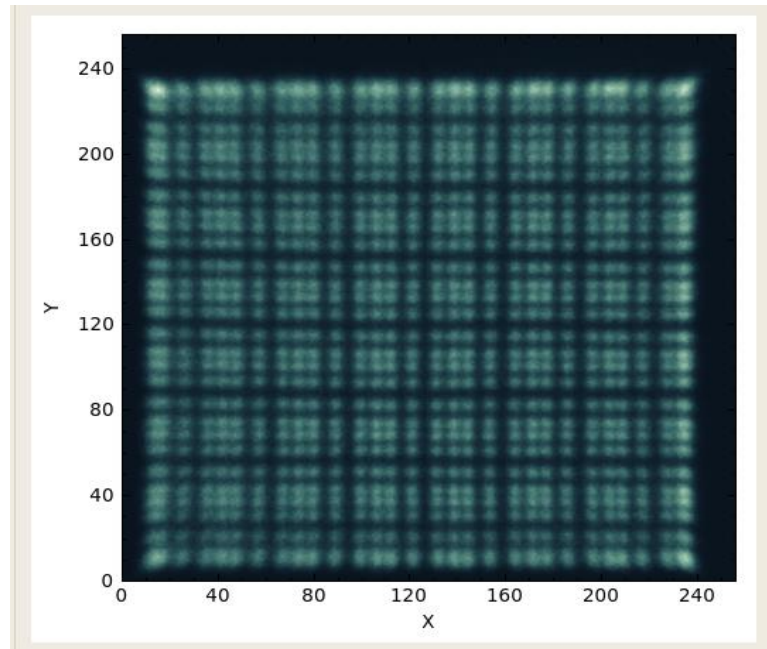


Figura 4.4 Imagen de llenado de campo.

2. Espectros de energía: correspondiente a la energía de los eventos recibidos. Como se puede ver en la figura 4.5, el sistema está diseñado para poder ver cualquiera de las 5 señales. Cada una de estas se representará con un color.

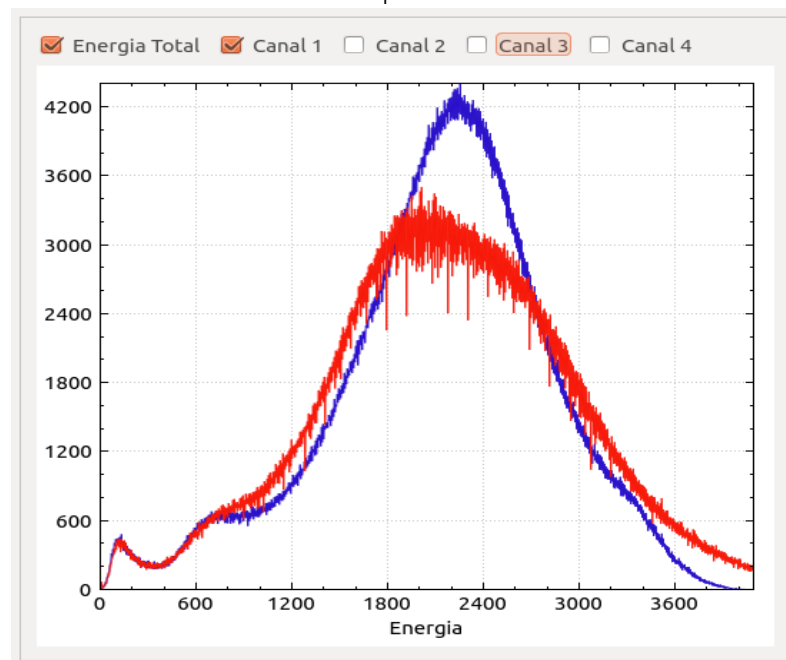


Figura 4.5 Espectros de energía total y de la señal 1.

Para la realización del mapa de intensidad obtenemos las coordenadas X e Y enviadas por el sistema de detección según:  $\frac{Xa - Xb}{Xa + Xb}$

A continuación contabilizamos el número de veces que se repite un mismo par de coordenadas X-Y asignando así la coordenada Z, que se representa como color. La fórmula exacta utilizada para el cálculo de X (e Y) es:

$$X = \text{floor}\left(550 \cdot \frac{Xa - Xb}{Xa + Xb}\right) + 127.5 \text{ (El cálculo para la coordenada Y es análogo)}$$

El objetivo de aplicar esta fórmula es tener una matriz con valores comprendidos entre 0 y 256. Utilizamos la función de redondeo (a la baja) porque no pueden existir arrays con índices que no sean número enteros. Y para almacenar estos datos hacemos uso de arrays (img[detector][X][Y]).

En un primer momento se pensó realizar la representación gráfica mediante un software externo (gnuplot). Al final se desechó la idea debido a los problemas que podría producir no tener embebida la aplicación en nuestro programa, sino que se ejecutaba externamente a este.

## 4.8 Archivos.

El programa utiliza y genera una serie de archivos que serán explicados a continuación.

### Archivos de Configuración

- SPECT\_mode.rbf: archivo de configuración de la FPGA. Se carga en el sistema de detección configurando los parámetros necesarios para el envío de datos capturados por el detector.
- Offsets.rbf: archivo de configuración de la FPGA. Configura los parámetros necesarios para el envío de offsets de las señales.

### Archivos Generados

Como se ha explicado anteriormente, estos archivos se generan en el momento de pulsar el botón *Guardar Datos*. Dentro de nuestra estructura de carpetas, en la carpeta *archivos*, se creará una carpeta con la *fecha* y la *hora* que contendrá los siguientes archivos:

- cuentas.dat: Consta de un único valor. Se corresponde con el valor de eventos por segundo.
- energias\_detector\_1.dat y energías\_detector\_2.dat: Constan de 5 columnas separadas por tabulaciones y 4095 líneas cada uno. En la primera columna tenemos el valor total de energía y en las cuatro siguientes el valor correspondiente a cada canal (1-4).
- Matriz\_detector\_1 y matriz\_detector\_2.dat: Constan de tres columnas de datos correspondientes a las coordenadas X Y Z necesarias para la representación del mapa de intensidad. Como la matriz definida es de 512x512 tendrá 262144 líneas.
- udp.dmp: Archivo binario que almacena los datos enviados por el sistema de detección sin modificarlos. Se sobrescribe en cada ejecución del programa.



- Offsets.dat: Consta de 2 filas y 5 columnas. En la primera fila se encuentran los datos correspondientes a las desviaciones del primer detector y en la segunda las del segundo. La primera columna será la del canal total de energía y las 4 siguientes se corresponderán con los canales 1-4.

#### 4.9 Librerías utilizadas.

Como se explicó al inicio hemos utilizado diversas librerías. Algunas de estas son propias de Qt, como por ejemplo *QThread* para la programación multihilo o *QUdpSocket* para la conexión de red [2].

Se ha utilizado la librería *quickusb* para comunicarnos con el hardware de Bitwise Systems (QUSB) [1].

También se ha hecho uso de la librería *QCustomPlot* para la representación gráfica de datos [3].

En el apartado de referencias encontraremos links a las distintas páginas de documentación para la utilización de estas librerías.

#### 4.10 Flujograma.

En la siguiente página se encuentra el flujograma completo del funcionamiento del software.

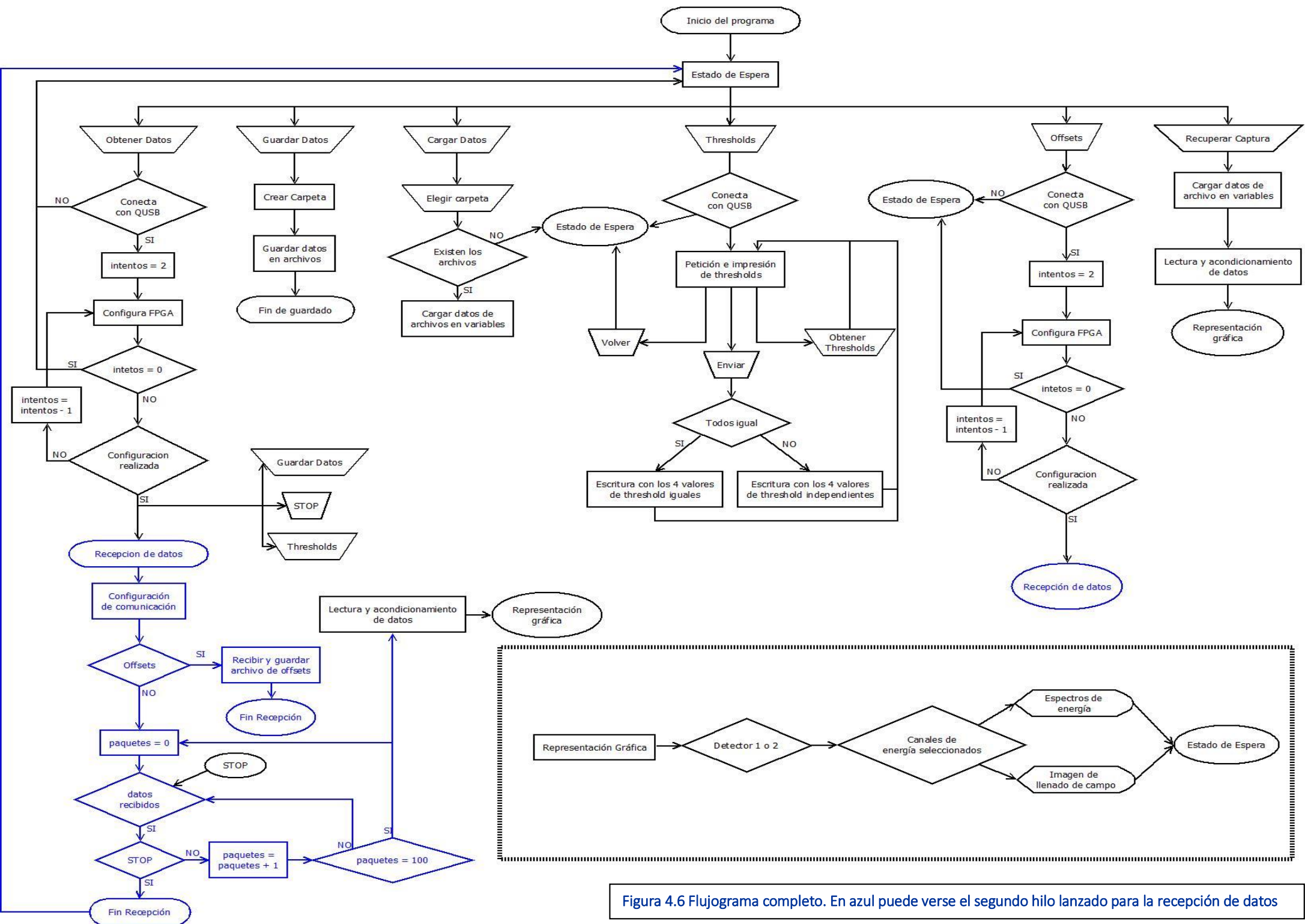


Figura 4.6 Flujograma completo. En azul puede verse el segundo hilo lanzado para la recepción de datos

#### 4.11 Referencias.

- [1] <http://www.bitwisesys.com/category-s/1854.htm>
- [2] <http://doc.qt.io/>
- [3] <http://www.qcustomplot.com/documentation/index.html>

# Capítulo 5

## Resultados

En este capítulo se analizarán dos detectores diferentes, teniendo en cuenta la calibración y la resolución intrínseca de estos.

Debido a problemas con el hardware, específicamente con la tarjeta ADC, descrita en el capítulo 3, no ha sido posible realizar una captura de datos que permitiese el análisis de los detectores. Por este motivo se han utilizado datos en crudo obtenidos por otro sistema, originalmente destinados para otros experimentos.

Los datos del detector 1 se han podido cargar en nuestro programa mediante la opción *recuperar captura*, ya que el protocolo de comunicación del otro sistema es similar al del nuestro (ver apartado 3.2.2.3). Posteriormente se han guardado y analizado desde el archivo generado.

Para el detector 2 los datos estaban almacenados directamente como una matriz, con los datos correspondientes a la imagen de llenado de campo, por lo que han sido analizados sin más. Una vez finalizado el análisis se han guardado con el mismo formato que utiliza el software desarrollado y se ha procedido a su carga en este. De esta forma se ha obtenido la imagen de llenado de campo, figura 5.5 (derecha).

El análisis se ha realizado con Matlab.

## 5.1 Análisis con Matlab de los datos obtenidos

Se estudiarán dos detectores de radiación. El primero se compone de un tubo fotomultiplicador H8500 de Hamamatsu y un cristal LYSO con una matriz de 28x28, mientras que el segundo utiliza un cristal LYSO con una matriz de 13x13. La electrónica de posicionamiento de ambos detectores ha sido desarrollada en el Laboratorio de Imagen Médica del Hospital General Universitario Gregorio Marañón.

En la figura 5.1 podemos ver un ejemplo de la ventana principal tras finalizar la recuperación de datos.

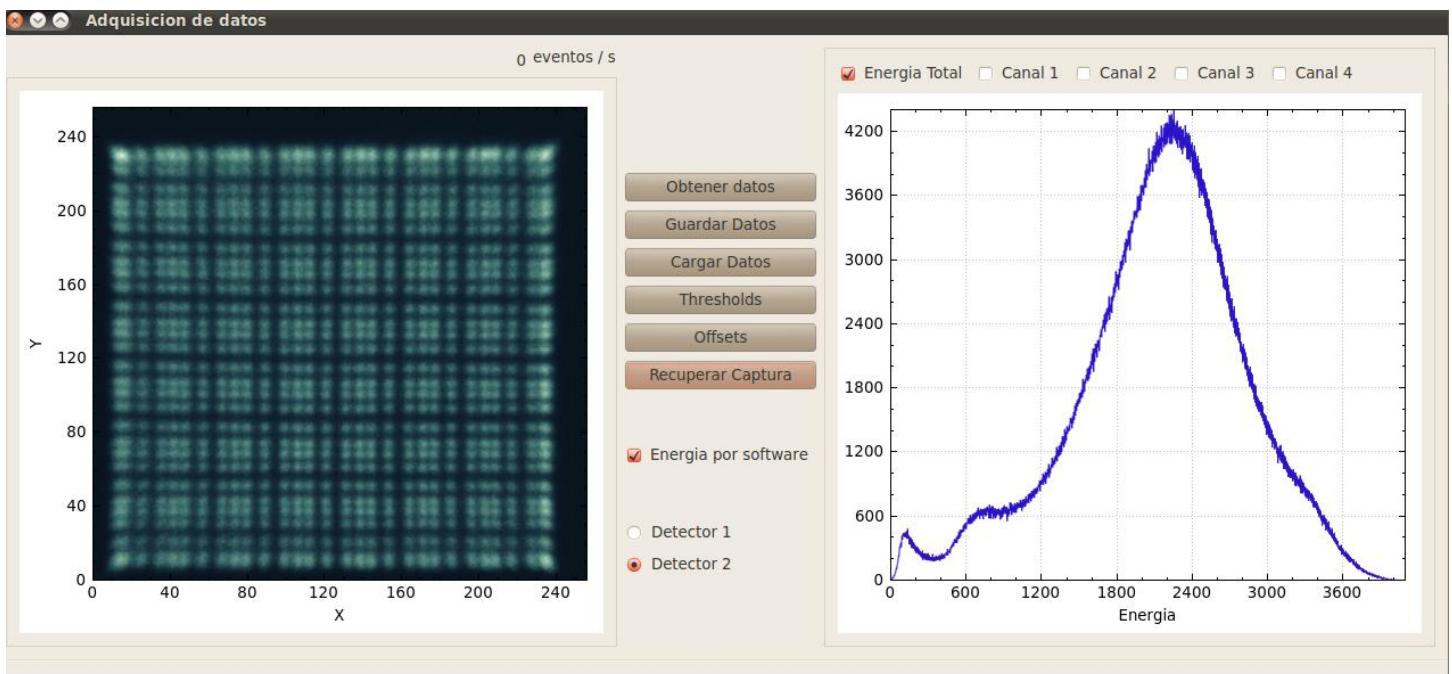


Figura 5.1 Ventana principal una vez finalizada la recuperación. Imagen de llenado de campo a la derecha y espectro de energía a la derecha para el detector 1.

### 5.1.1 Detector 1

#### 5.1.1.1 Imagen de llenado de campo

Se ha representado la imagen de llenado de campo en Matlab, figura 5.2, y se ha comparado con la figura 5.1. Podemos observar que la representación de nuestro programa es exactamente igual a la obtenida en Matlab, con la diferencia de la escala de colores escogida.

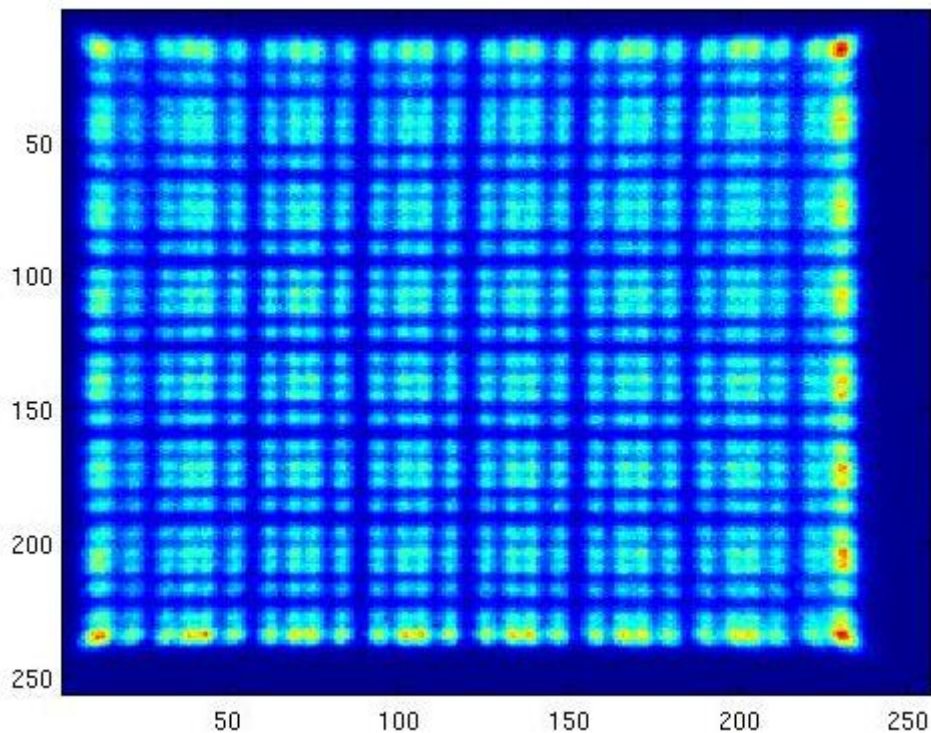


Figura 5.2 Imagen de llenado de campo para detector 1.

En la figura anterior puede observarse la matriz de cristales. Cada cristal se corresponde con un punto. Se puede apreciar la matriz de cristales perfectamente, con líneas rectas bien definidas, por lo que la calibración del detector es buena. Por otro lado es difícil diferenciar unos cristales de otros en algunas zonas, por lo que la resolución intrínseca del detector es deficiente.

Cuando se habla de la resolución intrínseca de un detector se puede definir esta como la facilidad para diferenciar los píxeles independientes de la matriz de cristales, es decir, diferenciar un cristal de otro.

### 5.1.1.2 Perfiles de posición

Para un análisis más detallado de la resolución intrínseca se ha generado la representación gráfica de los perfiles de posición X e Y para la fila y la columna centrales de la matriz de cristales del detector, quedando representadas como se ve en las figuras 5.3 y 5.4, respectivamente. Cada pico se corresponde con un cristal. En el eje X tenemos la posición y en el eje Y el número de eventos detectados.

Utilizando esta representación se puede determinar la resolución intrínseca del detector, calculando la relación *pico-valle*. Para calcular esta relación se toman los valores en el eje Y para un mínimo local aleatorio y el siguiente máximo local. Cuanto menor sea esta relación mejor será el resultado, siendo conveniente que se mantenga para todos los puntos.

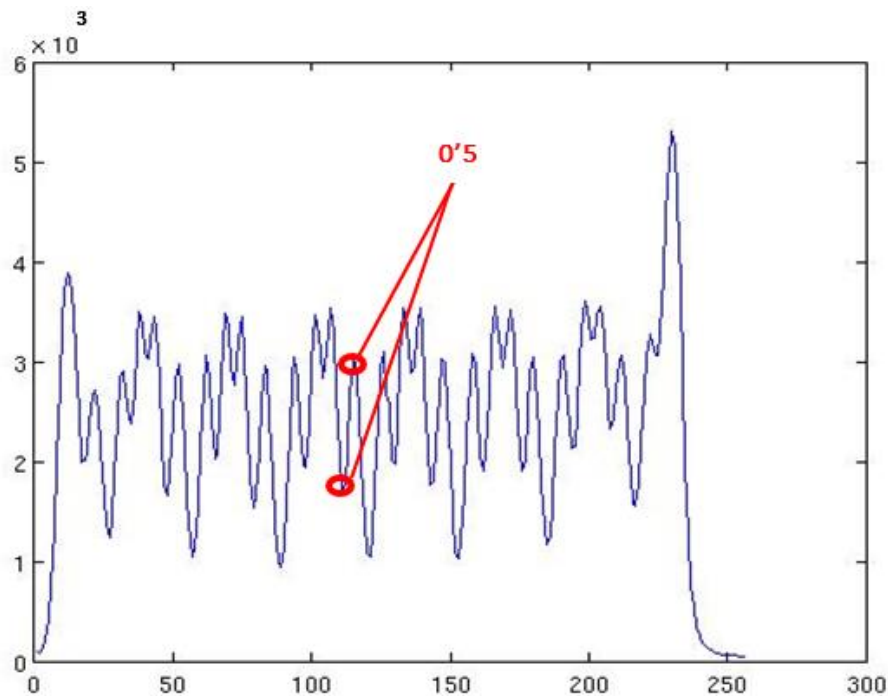


Figura 5.3 Perfil X para la fila central. Detector 1

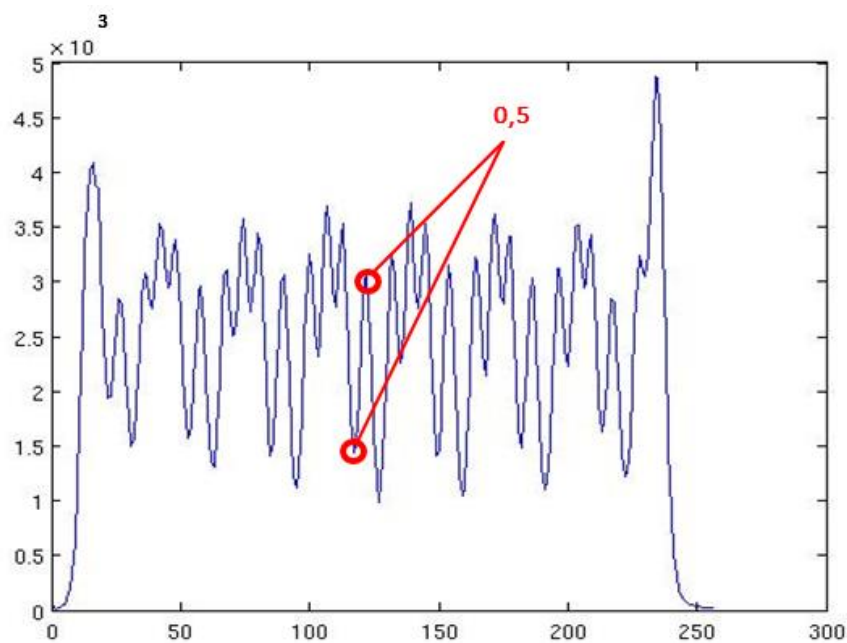


Figura 5.4 Perfil Y para la columna central.



Según el análisis realizado, tanto para la fila central como para la columna central la relación obtenida es de **0'5**. Por otro lado, podemos observar la gran variabilidad de los valles. La peor relación pico de valle se encuentra en torno a 0'9.

Estos hechos confirman lo visto en el apartado 5.1.1.1, demostrando que la resolución intrínseca del detector es deficiente.

## 5.1.2 Detector 2

### 5.1.2.1 Imagen de llenado de campo

Como puede verse en la figura 5.5 para este detector los cristales están bien definidos. La zona central tiene una mayor iluminación debido a que la captura de datos se realizó con una muestra de Na-22 situada en el centro del detector. Como se puede observar la forma de la imagen está distorsionada apareciendo un “efecto cometa”. Esto se debe a que no se aplicó la corrección de offsets. La resolución de la imagen no es buena y por tanto su calibrado tampoco.

En la figura 5.5 (derecha) se puede ver la imagen obtenida con el software desarrollado.

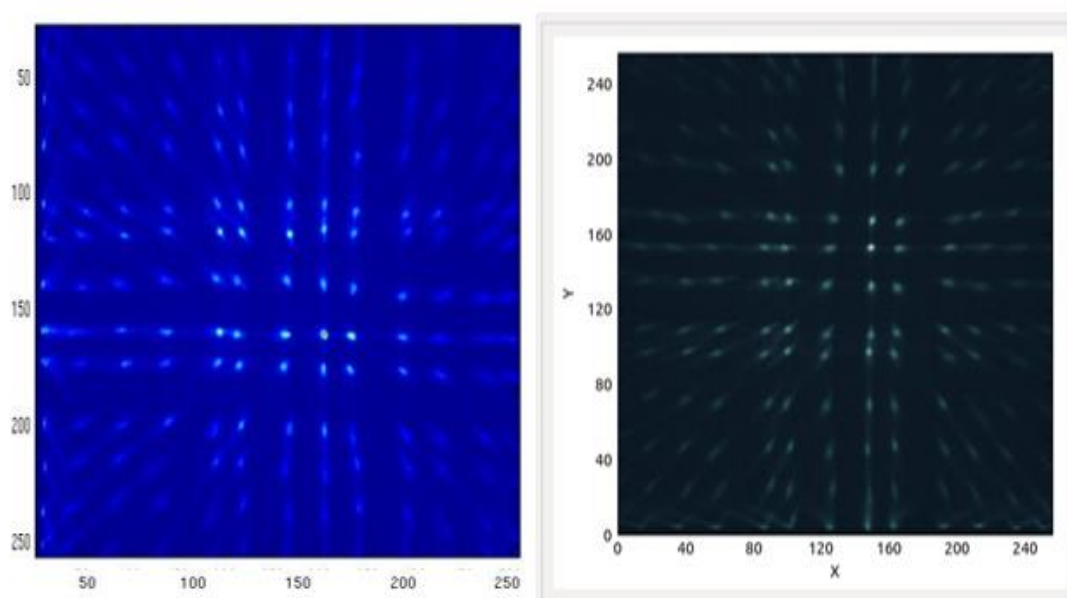


Figura 5.5 Imágenes de llenado de campo para detector 2, con muestra de Na-22 (radiactividad de 1  $\mu$ Ci) y una distancia de 0'25 mm. A la izquierda obtenida con Matlab y a la derecha obtenida con el software desarrollado.

### 5.1.1.2 Perfiles de posición

En las figuras 5.6 y 5.7 podemos ver los perfiles de posición X e Y para la fila y la columna centrales de la matriz de cristales del detector.

Como se puede observar la relación pico-valle, en el cristal central, es de **0'20** para las filas y **0'17** para las columnas. Puede apreciarse como el pico escogido tiene un valor notablemente mayor, respecto del resto, esto se debe a la muestra de Na-22 utilizada.



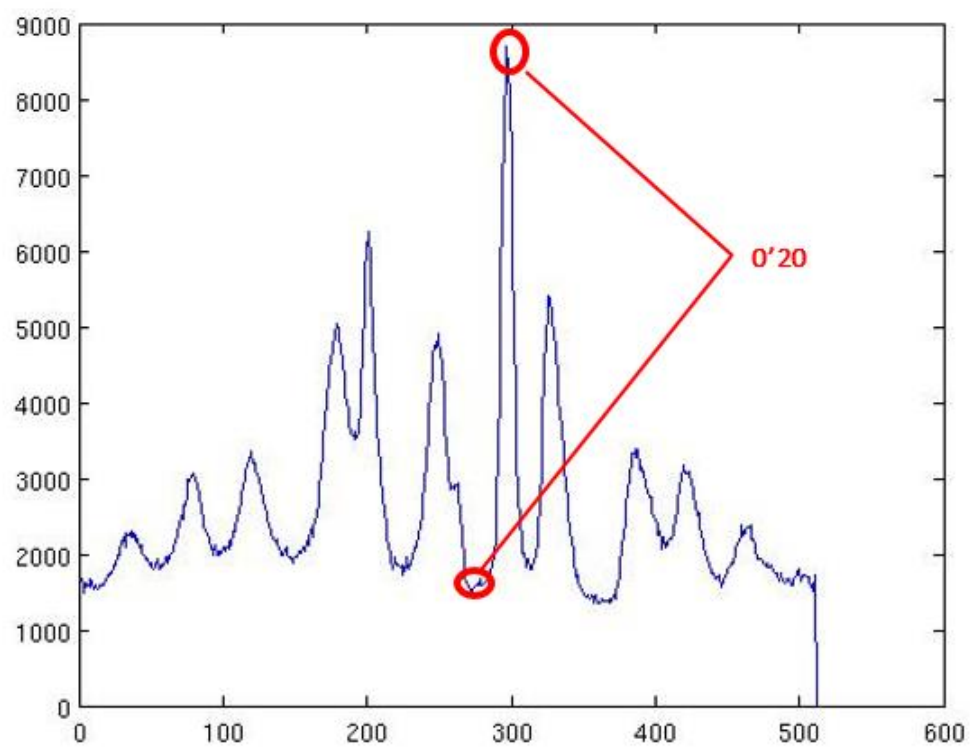


Figura 5.6 Perfil X para la fila central. Detector 2

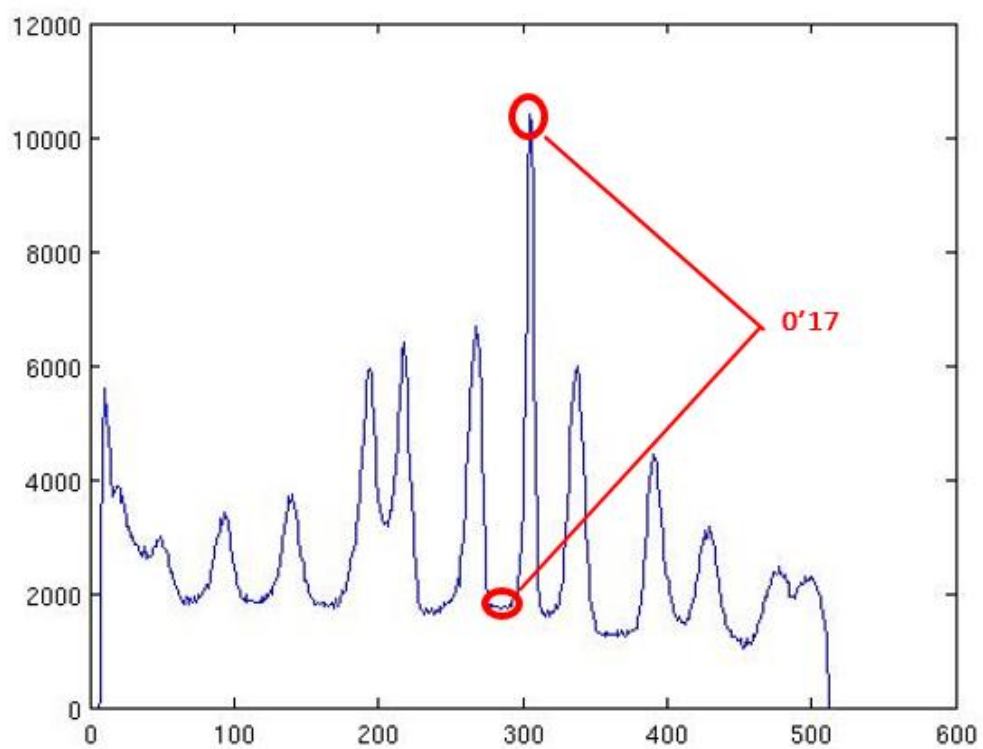


Figura 5.7 Perfil Y para la columna central. Detector 2

# Capítulo 6

## Conclusiones y trabajos futuros

Una vez concluido el trabajo podemos afirmar que se han cumplido los objetivos. Disponemos de un software, multiplataforma, capaz de recibir datos y representarlos gráficamente, en tiempo real, enviados desde el sistema de adquisición. Así como realizar representaciones gráficas desde archivo.

Como ha podido verse en el capítulo 5 con los datos adquiridos por el sistema pueden hacerse estudios detallados sobre la calidad de los detectores empleados. Para hacer estos estudios es necesario el uso de otras herramientas (como por ejemplo, Matlab).

El disponer de las imágenes de llenado de campo y los niveles de energía nos permite ver, antes de realizar dichos estudios, si el detector funciona correctamente. Si algún canal de energía no estuviese funcionando como debería el llenado de campo saldría desdibujado y en su señal de energía podríamos ver qué está pasando. Todo esto en tiempo real, lo que se traduce en una optimización del proceso, no teniendo que adquirir los datos para, posteriormente, ver que el detector no funciona correctamente. Hay que recordar que las adquisiciones de datos pueden durar hasta varias horas.

En cuanto a trabajos futuros sería recomendable calibrar el sistema. Como se ha podido observar en el capítulo 4 las gráficas de energía carecen de unidades en el eje X y poder contar con ellas supondrían un valor añadido al sistema.

Se trata de un programa muy completo que puede utilizarse como base para aplicaciones de mayor nivel. Se podría extender la aplicación añadiéndole algoritmos de reconstrucción 3D. Esto nos permitiría obtener, con este sistema, imágenes 3D de PET.

También es importante tener en cuenta que parte de la carga de trabajo ha consistido en documentación y aprendizaje: medicina nuclear, Qt, QCustumPlot. Todo este aprendizaje constituye un añadido valioso para los conocimientos adquiridos durante el grado.

# Capítulo 7

## Presupuesto

### 1.- Autor:

Miguel González Montero

### 2.- Departamento:

Bioingeniería

### 3.- Descripción del Proyecto:

- Título programación de un sistema de adquisición de datos para detectores de radiación

- Duración (meses) 4

Tasa de costes Indirectos: 20%

### 4.- Presupuesto total del Proyecto (valores en Euros):

Euros

### 5.- Desglose presupuestario (costes directos)

#### PERSONAL

Apellidos y nombre	N.I.F. (no rellenar - solo a titulo informativo)	Categoría	Dedicación (hombres mes) <sup>a)</sup>	Coste hombre mes	Coste (Euro)
Juán José Vaquero		Ingeniero Senior	0,091	4.289,54	0,00
Rigoberto Chill		Ingeniero Senior	0,228571429	4.289,54	390,35
Miguel González		Ingeniero	2,285714286	2.694,39	980,47
					6.158,61
					0,00
					0,00
<b>Hombres mes 2,605285714</b>				<b>Total</b>	<b>7.529,42</b>

<sup>a)</sup> 1 Hombre mes = 131,25 horas. Máximo anual de dedicación de 12 hombres mes (1575 horas)

Máximo anual para PDI de la Universidad Carlos III de Madrid de 8,8 hombres mes (1.155 horas)

#### EQUIPOS

Descripción	Coste (Euro)	% Uso dedicado proyecto	Dedicación (meses)	Periodo de depreciación	Coste imputable <sup>d)</sup>
Equipo informático	1.000,00	100	4	60	66,67
Sistema de adquisición	4.400,00	100	4	60	293,33
Detector	1.800,00	100	4	60	120,00
		100		60	0,00
		100		60	0,00
					0,00
<b>Total</b>					<b>480,00</b>

<sup>d)</sup> Fórmula de cálculo de la Amortización:

$$\frac{A}{B} \times C \times D$$

A = nº de meses desde la fecha de facturación en que el equipo es utilizado

B = periodo de depreciación (60 meses)

C = coste del equipo (sin IVA)

D = % del uso que se dedica al proyecto (habitualmente 100%)

### SUBCONTRATACIÓN DE TAREAS

Descripción	Empresa	Coste imputable
<b>Total</b>		0,00

### OTROS COSTES DIRECTOS DEL PROYECTO<sup>e)</sup>

Descripción	Empresa	Costes imputable
<b>Total</b>		0,00

e) Este capítulo de gastos incluye todos los gastos no contemplados en los conceptos anteriores, por ejemplo: fungible, viajes y dietas, otros,...

### 6.- Resumen de costes

Presupuesto Costes Totales	<b>Presupuesto Costes Totales</b>
Personal	7.529
Amortización	480
Subcontratación de tareas	0
Costes de funcionamiento	0
Costes Indirectos	1.602
<b>Total</b>	<b>9.611</b>

### Referencias

La hoja de cálculo para el presupuesto ha sido obtenida de la página web de la Universidad Carlos III de Madrid:

[http://portal.uc3m.es/portal/page/portal/administracion\\_campus\\_leganes\\_est\\_cg/proyecto\\_fin\\_carrera/Formulario\\_PresupuestoPFC-TFG%20\(3\)\\_1.xlsx](http://portal.uc3m.es/portal/page/portal/administracion_campus_leganes_est_cg/proyecto_fin_carrera/Formulario_PresupuestoPFC-TFG%20(3)_1.xlsx)

# Anexo I

## Puesta en marcha del sistema por primera vez.

Para poder utilizar el software será necesario preparar, previamente, el PC donde se vaya a utilizar.

Será imprescindible tener instalados los drivers de quickusb. Si no están instalados habrá que ir a la carpeta donde se encuentren los archivos de instalación y ejecutar el script **install-linux.sh** para ello abriremos un terminal e introduciremos:

- `sudo ./install-linux.sh`
- introducimos la contraseña de administrador y confirmamos pulsando enter.

Posteriormente configuraremos la tarjeta de red que vayamos a utilizar. Para esto (en Ubuntu):

1. Desde un terminal abriremos el archivo `rc.local` para su modificación. Para esto introduciremos **`sudo vi /etc/rc.local`**. Nos pedirá la contraseña de administrador.
2. Se nos abrirá el editor VI.
  - a. Pulsa la tecla **'i'** para insertar texto
  - b. Al final del archivo (antes de **`exit 0`** y sin modificar lo que hubiese previamente) añadiremos las siguientes líneas, donde **`eth1`** será el nombre correspondiente a la tarjeta de red que vayamos a utilizar (para ver las tarjetas instaladas hayq que introducir **`ifconfig -a`** en el terminal):
    - `/sbin/ifconfig eth1 down`
    - `/sbin/ifconfig eth1 192.168.0.10`
    - `/sbin/ifconfig eth1 netmask 255.255.255.0`
    - `/sbin/ifconfig eth1 pointopoint 192.168.0.192`
    - `/sbin/ifconfig eth1 hw ether 00:1B:21:18:7E:1B`
    - `/sbin/ifconfig eth1 up`
  - c. Pulsa la tecla **'esc'** para salir del modo edición.
  - d. Pulsa **`':'`** (blockmayus + **`:'`**) y escribe **`wq`** para guardar y salir.
3. Reinicia el ordenador.

En caso de que sea necesario compilar el software habrá que mantener la estructura de carpetas original.

- `adquisicion_datos`
  - `archivos`
  - `qcustomplot`
  - `src`

La carpeta *archivos* contiene los archivo de connfiguración de la FPGA, *SPECT\_mode.rbf* y *offsets.rbf*.

La carpeta *src* contiene el código del programa y el archivo *adquisicion\_datos.pro*. Este archivo es propio de Qt y será el que abriremos desde *Qt Creator* para la compilación.